

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Metody zpracování fonokardiografie
PCG Signal Processing

Zadání bakalářské práce

Student:

Jiří Pilch

Studijní program:

B2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901R039 Biomedicínský technik

Téma:

Metody zpracování fonokardiografie
PCG Signal Processing

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

Bakalářská práce se věnuje vybraným metodám zpracování fonokardiografie (PKG) pro potřeby detekce srdečních ozev (realizace detektoru I. a II. srdeční ozvy). Práce se zaměřuje na klasifikaci a popis vybraných algoritmů pro zpracování a analýzu PKG, např. filtrace signálu, analýza v časové a frekvenční oblasti, výpočet a vykreslení průběhu tepové frekvence, detekce srdečních ozev, apod. Cílem bakalářské práce je návrh a realizace softwaru, který bude využitelný pro zpracování PKG, detekci I. a II. srdeční ozvy, tvorbu databáze PKG, apod.

Postup řešení:

1. Literární rešerše současného stavu problematiky PKG (metody měření, zpracování, analýzy, detekce ozev, apod.)
2. Klasifikace a matematický popis vybraných metod zpracování a analýzy PKG, např. filtrační techniky (frekvenčně selektivní filtry, vlnkové transformace, apod.), techniky detekce I. a II. srdeční ozvy, apod.
3. Tvorba databáze PKG pomocí elektronického stetoskopu.
4. Návrh a realizace softwaru pro zpracování PKG ve vývojovém prostředí Matlab nebo LabVIEW.
5. Srovnání vlastností vybraných metod.
6. Diskuze dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] AHLSTROM, Christer. *Processing of the Phonocardiographic Signal: methods for the intelligent stethoscope*. Thesis No. 1253. Linköping, May 2006. Department of Biomedical Engineering Linköpings universitet, SE-58185 Linköping, Sweden. Dostupné také z:
<https://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:22548/FULLTEXT01.pdf>.
- [2] AHLSTOM, Christer. *Nonlinear phonocardiographic signal processing*. Linköping, Sweden: Linköping University, Institute of Technology, Department of Biomedical Engineering, 2008. Dissertations No 1168. ISBN 978-91-7393-947-8. ISSN 0345-7524. Dostupné také z:
<https://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:17719/FULLTEXT01.pdf>.
- [3] ABBAS, Abbas K. a Rasha BASSAM. Phonocardiography signal processing. *Synthesis Lectures on Biomedical Engineering*. 2009, Vol. 4, No. 1, Pages 1-194. Series ISSN 1930-0328 (print), 1930-0336 (electronic).
- [4] KAO, Wen-Chung a Chih-Chao WEI. Automatic phonocardiograph signal analysis for detecting heart valve disorders. *Expert systems with applications*. 2011. Volume 38, Issue 6, Pages 6458-6468. ISSN 0957-4174.
- [5] MOUKADEM, A., Christian BRANDT, Emmanuel ANDRÈS, Samy TALHA a Alain DIETERLEN.

Signal Processing Tools for Heart Sounds Analysis Based on Time-Frequency Domain. *Cardiology and Angiology: An International Journal*. Vol. 3, Issue. 2. ISSN 2347-520X. DOI : 10.9734/CA/2015/13185.

Dostupné také z:

http://www.journalrepository.org/media/journals/CA_26/2014/Dec/Emmanuel322014CA13185.pdf.

[6] PECNÍKOVÁ, Michaela. *Detekce srdečních ozev ve fonokardiogramu*. Brno, 2014. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. 83 s.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.


Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Radek Martinek, Ph.D.**

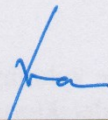
Konzultant bakalářské práce: Ing. Radana Kahánková
doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.

Datum zadání: 01.09.2017

Datum odevzdání: 30.04.2019




doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry


prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.“

V Ostravě dne 29. dubna 2019

Podpis: 

Poděkování

Rád bych chtěl poděkovat vedoucímu mé bakalářské práce panu doc. Ing. Radku Martinkovi, Ph.D. za všechny rady a užitečné informace, ochotu a pomoc při zpracování práce.

Abstrakt

Cílem této bakalářské práce zabývající se metodou zpracování fonokardiografického signálu (FKG) je návrh a realizace grafického uživatelského rozhraní (GUI) vyvinutého v programovacím jazyce MATLAB. V práci je nejprve popsána teorie s implementovanou řešerší zabývající se danou problematikou, segmentací a klasifikací srdečních ozev. Tato aplikace se zakládá na vygenerování šumivé složky v podobě Gaussovského šumu nebo síťového rušení k FKG signálu s následnou filtrací a ověřením kvality provedené filtrace na základně jednotlivých metod sloužících k hodnocení kvality provedené filtrace.

Klíčová slova

Fonokardiografie, FKG signál, MATLAB, Gaussovský šum, síťové rušení FIR filtr, vlnková transformace (WT)

Abstract

The aim of the bachelor thesis focused on the phonocardiogram (PCG) signal processing is to design and implement in a graphical user interface (GUI) developed in the MATLAB programming language. First, the thesis describes fist the theory with an implemented research of the issue, segmentation and classification of heart sounds. This application is based on the generation of noise part in the form of Gaussian noise or network interference to the PCG signal, followed by filtration and verification of the quality of the filtration performed on basis of the individual methods used to evaluate the quality of the filtration performed.

Key words

Phonocardiography, PCG signal, MATLAB, Gaussian noise, network interference, FIR filter, wavelet transformation (WT)

Obsah

Seznam použitých symbolů.....	9
Seznam použitých zkratk.....	10
Seznam obrázků	11
Seznam tabulek	14
Úvod.....	16
1 Fonokardiografie	17
2 Přístroje pro měření srdečních ozev	18
2.1 Akustický fonendoskop.....	18
2.2 Elektronické fonendoskopy.....	19
2.3 Mikrofony.....	20
3 Srdeční ozvy a šelesty srdce.....	21
3.1 První srdeční ozva	21
3.2 Druhá srdeční ozva.....	21
3.3 Třetí srdeční ozva	21
3.4 Čtvrtá srdeční ozva.....	21
3.5 Srdeční šelesty.....	22
4 Analýza srdečních ozev a jejich detekce	24
4.1 Lokalizace a segmentace srdečních ozev	24
4.2 Segmentace srdečních ozev S1 a S2.....	25
4.3 Segmentace abnormálních srdečních ozev.....	26
4.4 Vlastnosti extraktu.....	27
4.5 Klasifikace srdečních ozev	27
5 Klasifikace filtrů pro FKG	28
5.1 Digitální filtry.....	28
5.1.1 IIR filtr.....	28
5.1.2 FIR filtr.....	28
5.2 Homomorfní filtrace.....	29
5.3 Savitzky-Golay filtr.....	30
5.4 Vlnková transformace	31
5.4.1 Spojitá vlnková transformace.....	31
5.4.2 Diskretní vlnková transformace	31

6	Popis vybraných metod pro hodnocení kvality filtrace.....	32
6.1	SNR, RMSE a PRD.....	32
6.1.1	SNR.....	32
6.1.2	MSE a RMSE.....	33
6.1.3	PRD.....	33
7	Návrh a realizace aplikace pro zpracování FKG signálu.....	34
7.1	Načtení záznamu.....	36
7.2	Převzorkování signálu.....	36
7.3	Signál s rušením.....	36
7.4	Gaussovský bílý šum.....	37
7.4.1	Síťové rušení.....	38
7.5	Filtrace signálu.....	38
7.5.1	FIR filtrace.....	38
7.5.2	Vlnková transformace.....	40
7.6	Spektrum a spektrogram.....	41
7.7	Tepová frekvence.....	42
8	Testování a hodnocení výsledků na reálných záznamech.....	43
8.1	Testování FIR filtrem.....	46
8.2	Testování vlnkovou transformací.....	48
8.3	Testování podle Bland-Altmana.....	51
	Závěr.....	57
	Použitá literatura.....	58
	Příloha I.....	I
	Příloha II.....	II
	Příloha III.....	XII
	Příloha IV.....	XVIII

Seznam použitých symbolů

a – měřítko vyjadřující časovou dilataci funkce

a_k – koeficient filtru

$a(t)$ – složka amplitudové modulace

b – časové posunutí

b_k – *koeficient* filtru

$f(t)$ – složka frekvenční modulace

k – časové měřítko

L – lineární filtr

M – číslo nuly

m – kmitočtové měřítko

N – počet pólů

n_L – počet použitých vzorků zleva

n_P – počet použitých vzorků zprava

T – hustota vzorkování koeficientů

$x(n)$ – vstupní signál filtru

$x(t)$ – analyzovaný signál

Ψ – mateřská vlnka

Seznam použitých zkratk

ACC – přesnost

ANR – Redukce okolního hluku (Ambient Noise Reduction)

CWT – Spojitá vlnková transformace (Continuous Wavelet Transformation)

DWT – Diskrétní vlnková transformace (Discrete Wavelet Transformation)

EKG – Elektrokardiografie

F1 – harmonický průměr mezi SE a PPV

FIR – Filtr s konečnou impulzní odezvou (Finite Impulse Response)

FKG – Fonokardiografie

FN – falešně negativní hodnoty

FP – falešně pozitivní hodnoty

GUI – Grafické uživatelské rozhraní (Graphical user interface)

IIR – Filtr s nekonečnou impulzní odezvou (Infinite Impulse Response)

MSE – Střední kvadratická chyba (Mean Root Error)

P – vlna P

PPV – pozitivní prediktivní hodnota

PRD – Percentuální odchylka (Percent Root Difference)

QRS – Komplex vln EKG signálu

RMSE – Relativní střední kvadratická chyba (Root mean square error)

SD – směrodatná odchylka

SE – senzitivita

S1 – První srdeční ozva

S2 – Druhá srdeční ozva

S3 – Třetí srdeční ozva (protodiastolická)

S4 – Čtvrtá srdeční ozva (presystolická)

T – vlna T

TP – skutečně pozitivní hodnoty

WT – Vlnková transformace (Wavelet Transformation)

Seznam obrázků

Obrázek 1: Anatomie fonendoskopu.....	18
Obrázek 2: Digitální fonendoskop.....	19
Obrázek 3: Srdeční ozvy.....	22
Obrázek 4: Poslechová místa.....	23
Obrázek 5: Systolické a diastolické šelesty s lokalizací na hrudi.....	23
Obrázek 6: Segmentace srdečních ozev S1 a S2.....	25
Obrázek 7: Segmentace abnormálních srdečních ozev.....	26
Obrázek 8: Srdeční cyklus s aortální regurgitací a jeho obalovým signálem.....	27
Obrázek 9: Blokové schéma aplikace.....	34
Obrázek 10: Uživatelské rozhraní aplikace.....	35
Obrázek 11: Načtení záznamu.....	36
Obrázek 12: Nastavení parametrů pro vygenerování šumu.....	37
Obrázek 13: Ukázka signálu bez šumu a s Gaussovským šumem, a) signál bez šumu, b) spektrogram bez šumu, c) signál se šumem, d) spektrogram se šumem.....	37
Obrázek 14: Ukázka signálu bez rušení a se síťovým rušením, a) signál bez šumu, b) spektrogram bez šumu, c) signál se šumem, d) spektrogram se šumem.....	38
Obrázek 15: Nastavení parametrů FIR filtru.....	39
Obrázek 16: Ukázka FIR filtrace, a) signál před filtrace, b) signál po filtrace, c) spektrum před filtrace, d) spektrum po filtrace, e) spektrogram před filtrace, f) spektrogram po filtrace.....	39
Obrázek 17: Nastavení parametrů vlnkové transformace.....	40
Obrázek 18: Ukázka filtrace vlnkovou transformací, a) signál před filtrace, b) signál po filtrace, c) spektrum před filtrace, d) spektrum po filtrace, e) spektrogram před filtrace, f) spektrogram po filtrace.....	40
Obrázek 19: Ukázka fyziologického signálu, a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram.....	41
Obrázek 20: Ukázka patologického signálu, a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram.....	41
Obrázek 21: Ukázka detekce vrcholů S1 a průběh tepové frekvence.....	42
Obrázek 22: Ukázka problémové detekce vrcholů S1.....	42
Obrázek 23: Ukázka pat1, a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram.....	43
Obrázek 24: Ukázka pat2, a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram.....	44
Obrázek 25: Ukázka fyz1 s Gaussovským šumem a) výkon šumu -30 dBW, b) výkon šumu -20 dBW, c) výkon šumu -15 dBW, d) výkon šumu -10 dBW.....	44
Obrázek 26: Ukázka pat1 s Gaussovským šumem a) výkon šumu -30 dBW, b) výkon šumu -20 dBW, c) výkon šumu -15 dBW, d) výkon šumu -10 dBW.....	45
Obrázek 27: Ukázka fyz1 se síťovým rušením a) amplituda šumu 0,05, b) amplituda šumu 0,15, c) amplituda šumu 0,3, d) amplituda šumu 0,7.....	45
Obrázek 28: Ukázka pat2 se síťovým rušením a) amplituda šumu 0,05, b) amplituda šumu 0,15, c) amplituda šumu 0,3, d) amplituda šumu 0,7.....	46
Obrázek 29: Ukázka filtrovaných signálů, a) fyz1 po FIR filtrace s řádem filtru 70, b) pat1 po vlnkové transformaci (vlnka db4, stupeň rozkladu 8), c) pat2 po vlnkové transformaci (vlnka db4, stupeň rozkladu 4).....	50
Obrázek 30: Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 1.....	53
Obrázek 31: Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 2.....	53

Obrázek 32: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 3</i>	54
Obrázek 33: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 4</i>	54
Obrázek 34: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 5</i>	55
Obrázek 35: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 6</i>	55
Obrázek 36: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 7</i>	56
Obrázek 37: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 8</i>	56
Obrázek 38: <i>Fyz1 s Gaussovským šumem – 30 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i>	XII
Obrázek 39: <i>Fyz1 s Gaussovským šumem – 20 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i>	XII
Obrázek 40: <i>Fyz1 s Gaussovským šumem – 15 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i>	XIII
Obrázek 41: <i>Fyz1 s Gaussovským šumem – 10 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i>	XIII
Obrázek 42: <i>Pat1 s Gaussovským šumem – 30 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i>	XIII
Obrázek 43: <i>Pat1 s Gaussovským šumem – 20 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i>	XIV
Obrázek 44: <i>Pat1 s Gaussovským šumem – 15 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i>	XIV
Obrázek 45: <i>Pat1 s Gaussovským šumem – 10 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i>	XIV
Obrázek 46: <i>Fyz1 se síťovým rušením (amp. 0.05) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i>	XV
Obrázek 47: <i>Fyz1 se síťovým rušením (amp. 0.15) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i>	XV
Obrázek 48: <i>Fyz1 se síťovým rušením (amp. 0.3) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i> ..	XV
Obrázek 49: <i>Fyz1 se síťovým rušením (amp. 0.7) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i>	XVI
Obrázek 50: <i>Pat2 se síťovým rušením (amp. 0.05) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i>	XVI
Obrázek 51: <i>Pat2 se síťovým rušením (amp. 0.15) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i>	XVI
Obrázek 52: <i>Pat2 se síťovým rušením (amp. 0.3) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i>	XVII
Obrázek 53: <i>Pat2 se síťovým rušením (amp. 0.7) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram</i>	XVII
Obrázek 54: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 9</i>	XIX
Obrázek 55: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 10</i>	XIX
Obrázek 56: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 11</i>	XIX
Obrázek 57: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 12</i>	XIX
Obrázek 58: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 13</i>	XIX
Obrázek 59: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 14</i>	XIX
Obrázek 60: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 15</i>	XIX
Obrázek 61: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 16</i>	XIX
Obrázek 62: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 17</i>	XIX
Obrázek 63: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 18</i>	XIX
Obrázek 64: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 19</i>	XIX
Obrázek 65: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 20</i>	XIX

Obrázek 66: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 21</i>	XIX
Obrázek 67: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 22</i>	XIX
Obrázek 68: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 23</i>	XIX
Obrázek 69: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 24</i>	XIX
Obrázek 70: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 25</i>	XIX
Obrázek 71: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 26</i>	XIX
Obrázek 72: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 27</i>	XIX
Obrázek 73: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 28</i>	XIX
Obrázek 74: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 29</i>	XIX
Obrázek 75: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 30</i>	XIX
Obrázek 76: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 31</i>	XIX
Obrázek 77: <i>Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 32</i>	XIX

Seznam tabulek

Tabulka 1: Fyz1 s Gaussovským šumem po FIR filtraci ($SNR_{vst} = -0,675$)	46
Tabulka 2: Fyz1 se síťovým rušením po FIR filtraci ($SNR_{vst} = -0,704$)	47
Tabulka 3: Pat1 s Gaussovským šumem FIR filtraci ($SNR_{vst} = -1,932$)	47
Tabulka 4: Pat2 se síťovým rušením po FIR filtraci ($SNR_{vst} = -0,808$)	48
Tabulka 5: Fyz1 s Gaussovským šumem po vlnkové transformaci ($SNR_{vst} = -0,675$)	48
Tabulka 6: Fyz1 se síťovým rušením po vlnkové transformaci ($SNR_{vst} = -0,704$)	49
Tabulka 7: Pat1 s Gaussovským šumem po vlnkové transformaci ($SNR_{vst} = -1,932$)	49
Tabulka 8: Pat2 se síťovým rušením po vlnkové transformaci ($SNR_{vst} = -0,808$)	50
Tabulka 9: Statistické vyhodnocení podle Bland-Altmana	52
Tabulka 10: Fyz1 s Gaussovským šumem -20 dBW po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -4,198$)	II
Tabulka 11: Fyz1 s Gaussovským šumem -15 dBW po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -7,724$)	II
Tabulka 12: Fyz1 s Gaussovským šumem -10 dBW po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -12,189$)	II
Tabulka 13: Pat1 s Gaussovským šumem -20 dBW po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -8,136$)	III
Tabulka 14: Pat1 s Gaussovským šumem -15 dBW po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -12,803$)	III
Tabulka 15: Pat1 s Gaussovským šumem -10 dBW po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -17,583$)	III
Tabulka 16: Fyz1 s Gaussovským šumem -20 dBW po WT filtraci ($SNR_{vstup} = -4,198$)	IV
Tabulka 17: Fyz1 s Gaussovským šumem -15 dBW po WT filtraci ($SNR_{vstup} = -7,724$)	IV
Tabulka 18: Fyz1 s Gaussovským šumem -10 dBW po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -12,189$)	V
Tabulka 19: Pat1 s Gaussovským šumem -20 dBW po WT filtraci ($SNR_{vstup} = -8,136$)	V
Tabulka 20: Pat1 s Gaussovským šumem -15 dBW po WT filtraci ($SNR_{vstup} = -12,803$)	VI
Tabulka 21: Pat1 s Gaussovským šumem -10 dBW po WT filtraci ($SNR_{vstup} = -17,583$)	VI
Tabulka 22: Fyz1 se síťovým rušením (amplituda 0,7 a frekvence 50 Hz) po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -15,948$)	VII
Tabulka 23 Fyz1 se síťovým rušením (amplituda 0,3 a frekvence 50 Hz) po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -9,014$)	VII
Tabulka 24: Fyz1 se síťovým rušením (amplituda 0,15 a frekvence 50 Hz) po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -4,330$)	VII
Tabulka 25: Pat2 se síťovým rušením (amplituda 0,7 a frekvence 50 Hz) po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -16,169$)	VIII
Tabulka 26: Pat2 se síťovým rušením (amplituda 0,3 a frekvence 50 Hz) po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -9,249$)	VIII
Tabulka 27: Pat2 se síťovým rušením (amplituda 0,15 a frekvence 50 Hz) po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -4,549$)	VIII
Tabulka 28: Fyz1 se síťovým rušením (amplituda 0,7 a frekvence 50 Hz) po vlnkové transformaci ($SNR_{vstup} = -15,948$)	IX
Tabulka 29: Fyz1 se síťovým rušením (amplituda 0,3 a frekvence 50 Hz) po vlnkové transformaci ($SNR_{vstup} = -9,014$)	IX
Tabulka 30: Fyz1 se síťovým rušením (amplituda 0,15 a frekvence 50 Hz) po vlnkové transformaci ($SNR_{vstup} = -4,330$)	X
Tabulka 31: Pat2 se síťovým rušením (amplituda 0,7 a frekvence 50 Hz) po vlnkové transformaci ($SNR_{vstup} = -16,129$)	X

Tabulka 32: <i>Pat2 se síťovým rušením (amplituda 0,3 a frekvence 50 Hz) po vlnkové transformaci ($SNR_{vstup} = -9,249$)</i>	XI
Tabulka 33: <i>Pat2 se síťovým rušením (amplituda 0,15 a frekvence 50 Hz) po vlnkové transformaci ($SNR_{vstup} = -4,549$)</i>	XI
Tabulka 34: <i>Statistické vyhodnocení podle Bland-Altmana</i>	XVIII

Úvod

Kardiovaskulární onemocnění patří k nejčastějším příčinám úmrtí člověka ve společnosti. V současné době existuje mnoho vyšetřovacích metod srdce, např. auskultace, elektrokardiografie, echokardiografie a fonokardiografie. Fonokardiografie je diagnostická metoda sloužící ke snímání srdečních ozev a šelestů vznikající činnosti srdce. Přístroj, který tyto zvukové fenomény snímá mikrofonem umístěného na hrudní stěně se nazývá fonokardiograf.

Teoretická část práce se zabývá přístroji registrující srdeční ozvy, dále je zaměřena na lokalizaci, segmentaci a popis těchto ozev. Kapitola 5 je zaměřena na matematický popis metod k filtraci FKG signálu. V kapitole 6 jsou shrnuty parametry sloužící hodnocení kvality provedené filtrace.

Praktická část práce je věnována aplikaci vytvořenou v grafickém interaktivním prostředí (GUI), která je součástí softwaru MATLAB. Podstatou této aplikace je zpracování a analýza FKG signálu. Aplikace umožňuje načtení reálných záznamů z knihoven techmed a thinklabs, výpočet tepové frekvence nebo zobrazit signály ve frekvenční oblasti. K signálům je možné vygenerovat šum v podobě Gaussovského šumu nebo síťového rušení. K filtraci FKG signálu slouží FIR filtr typu dolní a pásmová propust, Savitzky-Golay filtr a vlnková transformace. K ověření kvality provedené filtrace slouží parametry SNR, RMSE a PRD.

Závěrečná kapitola 8 obsahuje testování a hodnocení výsledků na reálných záznamech.

1 Fonokardiografie

Fonokardiografie (FKG) je lékařská grafická metoda snímající srdeční ozvy, které vznikají při činnosti srdce. Fonokardiograf je přístroj sloužící k registraci, zaznamenání a vyhodnocení srdečních ozev a šelestů. Jedná se o přístroj vybavený mikrofonom, který slouží jako snímač umístěný na hrudní stěně. Mikrofon se přikládá na obvyklá poslechová místa k povrchu těla. Vzhledem k tomu, že srdeční ozvy i šelesty mají frekvence od 20 do 2 000 Hz, je potřeba použít dostatečně citlivý mikrofon. V oblasti fonokardiografie se mezi nejvíce využívané mikrofony řadí dynamické a krystalové. Signál z mikrofону pro další zpracování zesílíme a následně provedeme filtraci. V praxi se nejčastěji využívá tři filtračních zón, mezi které patří pásmo nízké s mezní frekvencí 35 Hz a registrují se zde převážně srdeční ozvy. Dále mezi filtrační pásma řadíme střední pásmo s rozsahem frekvence 70 - 140 Hz a pásmo zahrnující vysokou frekvenci nad 250 Hz [1, 2, 9, 15].

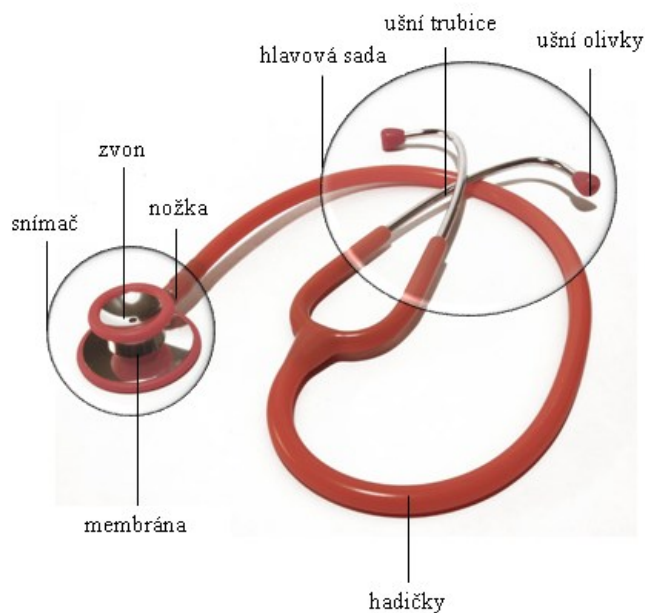
Fonokardiografii je možné registrovat současně s elektrokardiogramem, popř. s grafickým záznamem arteriálního či venózního pulzu a apexkardiogramem. Významnou pomoc tato metoda poskytuje u rozpoznávání vrozených a získaných nemocí, dále při stanovení indikace pro operaci a při sledování pooperačního stavu u nemocného pacienta [10, 15].

2 Přístroje pro měření srdečních ozev

Nejvyužívanější a zároveň také nejjednodušší metodou pro poslech srdečních ozev je auskultace pomocí fonendoskopu. Při vyšetření je fonendoskop přiložen na povrch hrudi v odpovídající pozici nad srdcem. Mezi další metody patří fonokardiografický záznam poskytující grafický záznam srdečních ozev a mikrofon ve funkci snímače umístěného na hrudní stěně [1,16].

2.1 Akustický fonendoskop

Hlavním nástrojem pro detekci srdečních ozev je akustický fonendoskop. Fonendoskop je jednoduché zařízení, které přenáší zvuk z hrudníku pacienta k oběma uším lékaře pomocí sloupce vzduchu. Zvyšuje intenzitu zvuku, redukuje okolní šum. Nevýhodou akustického fonendoskopu je nízká přesnost. Lékařský fonendoskop se používá při vyšetření tlukotu a šelestů srdce, při poslechu plicních zvuků, dále při vyšetření gastrointestinálního traktu a v porodnictví k poslechu srdečních ozev plodu. Tento nástroj slouží spolu s tonometrem k měření krevního tlaku [2, 3, 4, 11].



Obrázek 1: Anatomie fonendoskopu

Popis jednotlivých částí fonendoskopu

Mezi jednotlivé části fonendoskopu patří hlavová sada, ušní olivka, ušní trubice, laditelná membrána, nožka, hadičky a snímač.

Hlavová sada

Hlavová sada je tvořena dvěma ušními trubicemi, pružinami a ušními olivkami.

Ušní olivka

Moderní fonendoskopy mají olivky z měkkého materiálu pro větší pohodlí a jejich povrchová úprava snižuje smáčivost, přilnavost pro prach a nečistoty.

Ušní trubice

Koncová část ušní trubice je pro bezpečnost uživatele opatřena ušními olivkami.

Laditelná membrána

Laditelná membrána je vybavena zvonem a membránou. Zvon se používá k lehkému kontaktu s kůží pro zachycení zvuků o nízké frekvenci a membrána se používá k pevnému kontaktu s kůží pro zachycení zvuků o frekvenci vysoké. Existují modely, které jsou vybaveny pouze jednostranným hrudním snímačem s laditelnou membránou.

Nožka

Propojení hadičky a snímače zajišťuje nožka.

Hadičky

Většina fonendoskopu je opatřena dvojitým vnitřním lumenem z důvodu eliminace šumu vzniklého třením vznikajícího v tradičních fonendoskopech s dvojitými hadičkami.

Snímač

Hrudní snímač je ta část fonendoskopu, která je během vyšetření přiložena na kůži pacienta [4, 18].

2.2 Elektronické fonendoskopy

Elektronické fonendoskopy fungují podobným způsobem jako jejich analogový protějšek. Snímané srdeční ozvy z těla pacienta jsou slyšitelné prostřednictvím trubic. Srdeční ozvy jsou vysílány po zvukové dráze směrem k posluchači. Mezi funkce elektronických fonendoskopů patří zesílení signálu, technologie redukce okolního hluku ANR (Ambient Noise Reduction), která dokáže vyrušit až 85 % rušivého hluku v místnosti, dále zde řadíme filtry napodobující funkci membrány a zvonu a v některých případech umožňují ukládání dat. Srdeční ozvy a šelesty mají relativně nízkou intenzitu zvuku a proto mohou být zesilovány s frekvencí v rozmezí 10 - 2000 Hz. V současné době elektronické stetoskopy zahrnují funkce k okamžité klasifikaci srdečních šelestů, detekovat rozdíly v srdečních ozvech a odhalit další zvukové fenomény, jako např. třetí srdeční ozvu [3, 5, 11].



Obrázek 2: *Digitální fonendoskop*

2.3 Mikrofony

Mikrofony převádějí akustický signál na signál elektrický. Mikrofon přikládáme na různá místa k povrchu těla, nejčastěji na hrud' pacienta, ale v některých případech jej zavádíme dovnitř těla. Podle fyzikálních parametrů a druhu elektromechanického měniče je dělíme na elektrodynamické, elektrostatické, piezoelektrické a elektretové mikrofony [3, 10, 15].

Přehled konkrétních typů mikrofonů používaných v praxi [19]:

Elektretový mikrofon MCE-2000

1. Frekvenční rozsah – 38-15000Hz
2. Citlivost (při 1kHz) – 6mV/Pa
3. Impedance – 2k Ω
4. Odstup signál/šum – více než 58dB

Elektretový mikrofon MCE-100

1. Frekvenční rozsah – 50-12000Hz
2. Citlivost (při 1kHz) – 5mV/Pa
3. Impedance – 600 Ω
4. Odstup signál/šum – více než 40dB

3 Srdeční ozvy a šelesty srdce

Srdeční ozvy jsou projevem srdeční činnosti. Ozvy jsou způsobeny průtokem krve srdcem, vibrací částic krve, chlopní a stěn komor. Rozlišují se čtyři srdeční ozvy (viz Obr. 3), kdy první dvě je možné poslouchat fonendoskopem při auskultaci, a objevují se u zdravého člověka. Třetí a čtvrtá srdeční ozva se registruje pouze v rámci fonokardiografie a vyskytují se u mladých lidí a také při patologických stavech [2, 10, 15].

3.1 První srdeční ozva

Je způsobena uzavřením dvojčípé a následně trojčípé chlopně, které umožňují průtok krve z předsíně do srdeční komory. Vyskytuje se na konci síňové kontrakce a na začátku komorové kontrakce. Nastává přibližně 0,05 sekundy po nástupu komplexu QRS a těsně před systolou komor. Má hlučné a hluboké pole působnosti a také vzrůstající povahu. Dále je charakteristická delší dobou trvání, nižší frekvenci 25-45 Hz a má vyšší intenzitu než druhá srdeční ozva (S2). Doba trvání je 100 až 170 ms. Poslechová oblast je nejlépe slyšitelná na vrcholu středního perikardu [10, 11].

3.2 Druhá srdeční ozva

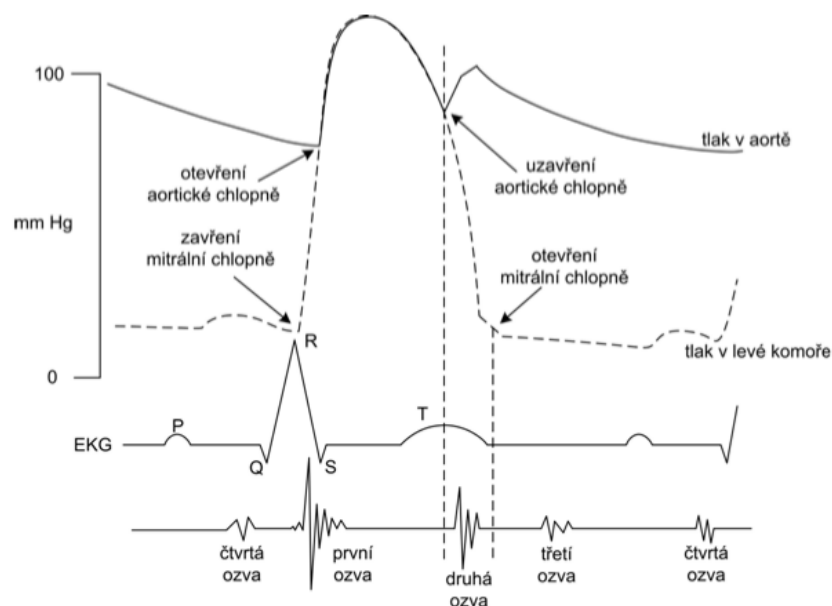
Objevuje se na konci systoly komor kvůli uzavření poloměsíčitých chlopní (aortální a plicní chlopně) v tepnách vedoucích krev z komor. Vyskytuje se na konci vlny T. Má vyšší pole působnosti než první srdeční (S1) ozva a má charakter „lusu, prasknutí“. Frekvence se pohybuje kolem 50 Hz. Doba trvání je 100 až 140 ms. Poslechová oblast je nejlépe slyšitelná v oblasti aorty a plic [10, 11].

3.3 Třetí srdeční ozva

Třetí srdeční ozva (S3) nastává díky rychlému plnění komor. Je slyšet u dětí a u pacientů se selháním levé srdeční komory v důsledku rychlého přítoku krve z předsíně do komor. Nahromaděná krev ze síně a žil způsobuje roztažení a vibraci komor. Frekvence je nižší než 30 Hz. Doba trvání je 100 až 200 ms. Poslechovou oblast jde nejlépe slyšet u vrcholu srdce a vlevo v boční pozici po zvednutí nohou [10, 11, 21].

3.4 Čtvrtá srdeční ozva

Vzniká kontrakcí síní. Není slyšet z důvodu nízké amplitudy a frekvence vibrací. Objevuje se bezprostředně před první srdeční ozvou. Začíná po 0.12-0.18 sekundách za nástupem P vlny. Doba trvání je 30 až 60 ms. Frekvence je v rozmezí 10-40 Hz. Někdy bývá rozdělena na dvě části, z nichž první je při auskultaci nepostřehnutelná a vzniká při vlastní kontrakci síňové svaloviny. Třetí srdeční ozva společně s čtvrtou srdeční ozvou (S4) se nazývají diastolické ozvy a jsou obecně neslyšitelné u dospělých lidí, ale můžeme je slyšet u dětí [10, 11, 21].



Obrázek 3: *Srdeční ozvy*

3.5 Srdeční šelesty

Srdeční šelesty jsou zvukové jevy slyšitelné a zachytitelné s frekvencí nad 600 Hz, které vznikají vibrací chlopního aparátu či jiné struktury, kdy laminární proudění se změní na turbulentní proud. Srdeční šelesty mají delší dobu trvání a jsou typické pro různé druhy srdečních vad. Hlasitost šelestů je obvykle úměrná rychlosti krevního proudu mezi dvěma dutinami. Všeobecně vznikají hlučné šelesty při vyšším gradientu, při menším ústí nebo větším minutovém objemu – např. malý defekt komorového septa vyvolá velmi hlučný systolický šelest. Mezi nejčastější srdeční vady (viz Obr. 5) patří aortální stenóza, aortální regurgitace, mitrální stenóza, mitrální regurgitace a perzistující ductus arteriosus [10, 11, 14, 17].

Příčiny vzniku šelestu jsou

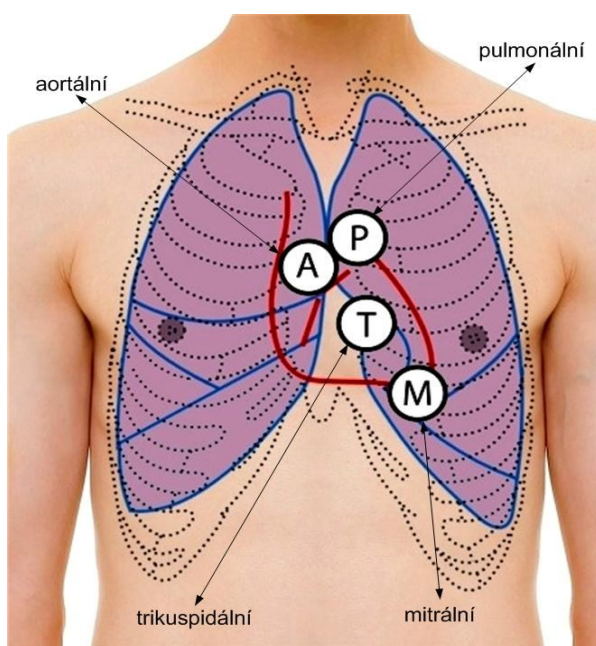
1. Vysoká rychlost proudění krve, ke které dochází malým pootevřením chlopní v okamžiku, kdy otevírání chlopní není vhodné (v okamžiku, kdy chlopně jsou uzavřeny).
2. Regurgitace (zpětné proudění krve, např. při nedomykavosti srdečních komor) nastane, když se chlopeň zcela neuzavře a dovolí zpětný tok krve.
3. Malý otvor v septu, který odděluje levou a pravou stranu srdce. Přivádí krev přes otvor z levé komory do pravé komory a obchází systémovou cirkulaci [11, 17].

Poslechová místa na hrudníku

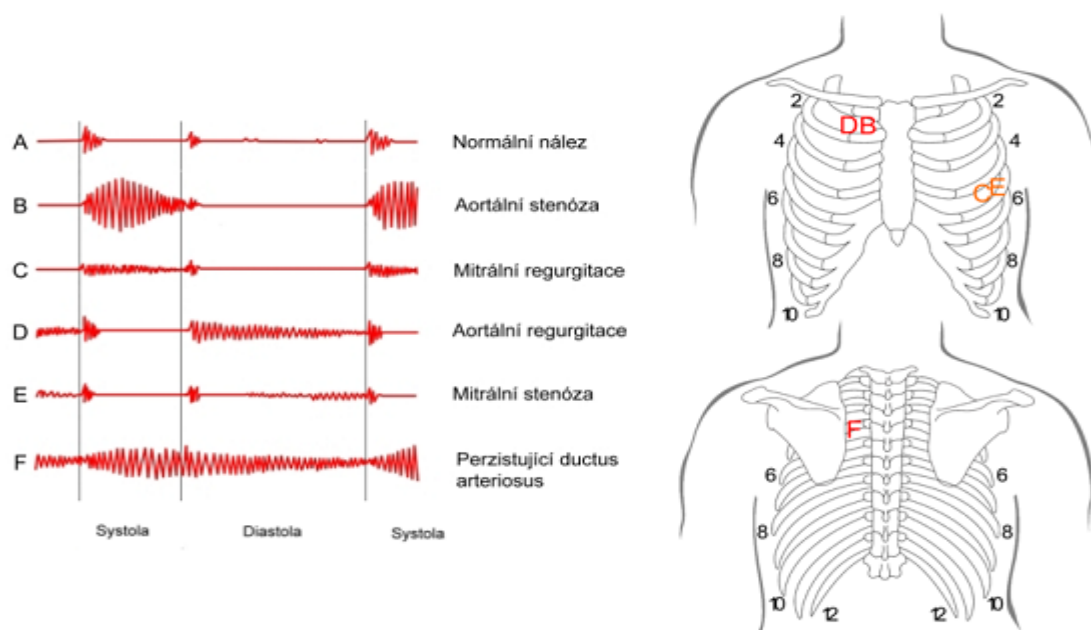
Auskultační metoda má zcela zásadní a nezastupitelný význam při vyšetření srdce. Pro auskultaci jsou významná čtyři poslechová místa (viz Obr. 4), které odpovídají auskultační projekci srdečních chlopní na povrchu hrudníku [17, 18].

Rozdělení:

1. Aortální chlopně – II. mezižebří vpravo u sterna.
2. Pulmonální chlopně – II. mezižebří vlevo u sterna.
3. Trikuspidální chlopně – IV. – V. mezižebří vlevo u sterna.
4. Mitrální chlopně – průsečík IV. – V. mezižebří a medioklavikulární čáry, oblast hrotu srdečního [17].



Obrázek 4: Poslechová místa



Obrázek 5: Systolické a diastolické šelesty s lokalizací na hrudi

4 Analýza srdečních ozev a jejich detekce

Podle Yuenyonga [6] a dalších můžeme analýzu srdečních ozev rozdělit do tří fází: segmentace, extrakce příznaků a klasifikace. Segmentace identifikuje hranici kompletního srdečního tepu tak jako srdeční cyklus ze získaného srdečního vzorku týkající se zvukového signálu. Extrakce příznaků počítá výrazné charakteristické vlastnosti nebo parametry ze srdečního cyklu. Klasifikace určuje povahu srdečních ozev na základě charakteristických vlastností.

4.1 Lokalizace a segmentace srdečních ozev

Podle Ahlströma [1] má signál fonokardiogramu přechodný průběh vlny, který je ovlivňován rušivými vlivy signálu, jako je třeba šum signálu a šelest. Z tohoto důvodu je třeba přesně lokalizovat srdeční ozvy. Lokalizací se rozumí určení výskytu srdečních ozev v srdečním cyklu. Srdeční cyklus, neboli jeden srdeční stah u zdravého člověka, je definován jako interval mezi začátkem S1 a dalším začátkem S1. Důležitou částí lokalizace je předběžné zpracování signálu, které je nutné provést ještě před segmentací srdečních ozev.

Segmentace srdečních ozev rozděluje FKG signál na srdeční cykly a dále do S1, systoly, S2 a diastoly. Ahlström [1] uvádí, že segmentační kroky lze rozdělit na přímé a nepřímé. Kumar a další [6] klasifikovali dva kroky segmentace pomocí elektrokardiogramu (EKG) a segmentace bez EKG. V podstatě tyto dva kroky zahrnují přímou segmentaci signálu FKG a nepřímou segmentaci signálu FKG, který zahrnuje použití referenčního EKG.

Metoda nepřímé segmentace vymezuje části srdečních ozev pomocí QRS komplexu a T vln elektrokardiografického signálu, zatímco přímá segmentace vymezuje části srdečního cyklu výlučně ze signálu FKG. Nicméně ve studiích provedených podle Gharehbaghi a kol. [6] bylo prokázáno, že úplný algoritmus segmentace srdečního svazku pomocí referenčního EKG je obtížný, protože T-vlna je příliš slabá, aby byla identifikována u některých pacientů. V některých případech se používá ruční segmentace odborníkem na fonokardiografii, aby se zjistily části srdečních ozev.

Přímý přístup segmentace srdečních ozev spočívá v určení obálky signálu. U obálky se detekují její vrcholy, určí se, které z nich odpovídají ozvě S1 a které naopak ozvě S2, a poté vytvoří kardiální cykly s použitím intervalů S1-S1 [6].

Podle Ahlströma [1] je nejdůležitějším krokem v přímé lokalizaci a segmentaci nalezení diskrétní vlnkové transformace, která převede signál do domény, kde jsou zdůrazněny S1 a S2. Několik možností této transformace bylo prezentováno v průběhu let. Informační entropie, frekvenční analýza a entropická analýza jsou jen některé příklady, které uvádí Ahlström [1]. V případě fyziologických srdečních ozev je segmentace špičky snadná a v obalovém signálu odpovídají běžným zvukům srdce a jsou snadno detekovány prahováním. Na základě předpokladu, že systola je kratší než diastola, je snadné identifikovat systolu jako kratší interval, tedy S1 musí být vrchol vlevo od systoly, nebo podobně, S2 musí být vpravo. Po transformaci se použije prahová hodnota pro lokalizaci srdečních ozev. Algoritmy pro lokalizaci a segmentaci, které pracují přímo na signálu FKG, zdůrazňují výskyt srdečního zvuku v čase. Většina z těchto vrcholů umožňuje identifikaci všech ostatních vrcholů tím, že se musí S1 a S2 střídat. Části srdečních cyklů jsou pak tvořeny intervaly S1-S1 a segmentace je dokončena.

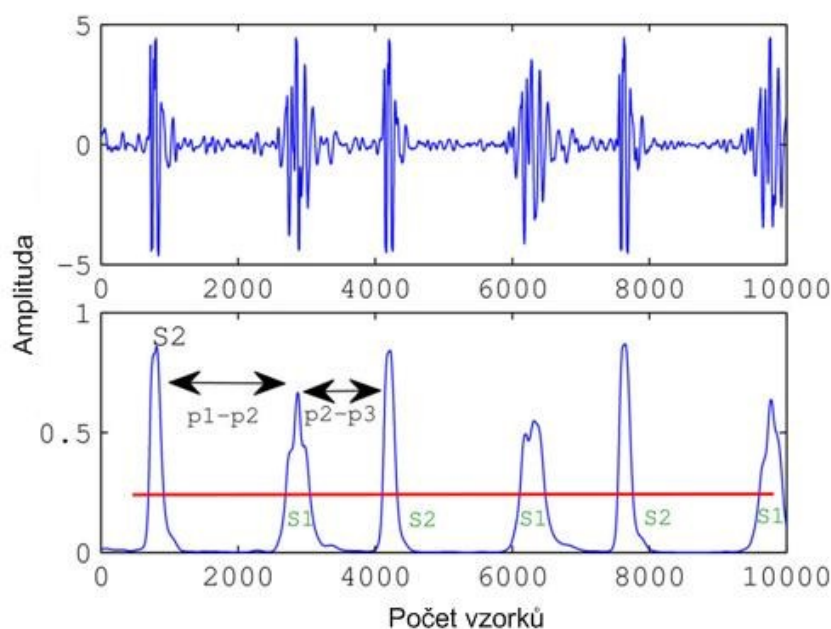
V případě srdečních patologií a abnormalit ovšem přímá segmentace nemůže být použita, jelikož se v daném záznamu mohou objevit i dodatečné komponenty jako S3 a S4. Následkem toho může dojít k detekci falešných špiček. Segmentace je ještě obtížnější v případě šelestů.

Správné nastavení prahování je velmi důležité pro výsledky analýzy. Nízká hodnota prahu poskytuje mnoho správných detekcí, ale také spoustu falešných detekcí, zatímco vysoká prahová hodnota může přeslechnout část srdečních ozev v srdečním cyklu. Za těchto podmínek bude přímá segmentace vyžadovat vyloučení falešných vrcholů a zachování integrity normálních srdečních ozev [1, 6, 12].

4.2 Segmentace srdečních ozev S1 a S2

Na obrázku 6 je znázorněn průběh zdravého srdečního cyklu a obálky signálu vypočítanou pomocí homomorfní filtrační metody. Vrcholy v obálce signálu odpovídají srdečním ozvám (S1 a S2), které lze ve zdravém srdci snadno detekovat pomocí prahování.

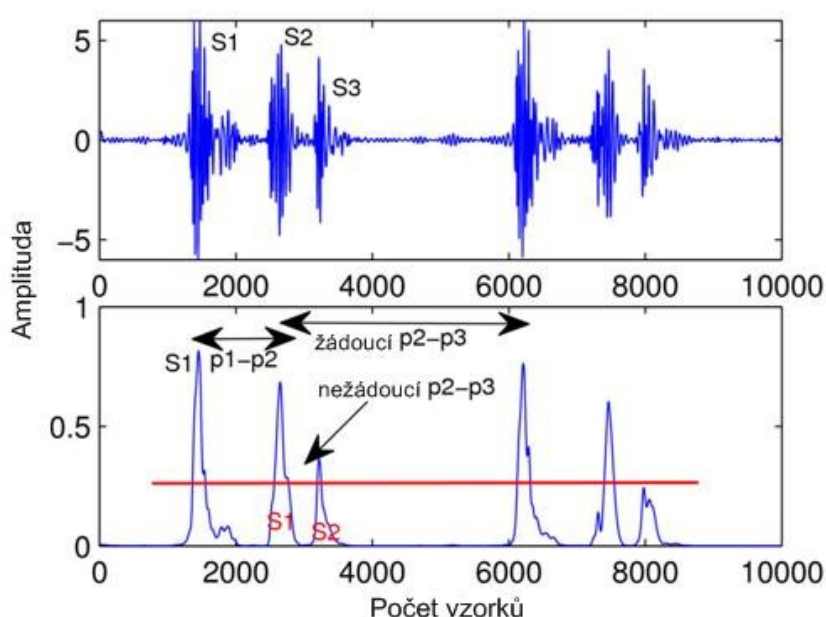
Prahová hodnota je označena horizontální čarou. Vrchol je definován jako část signálu mezi dvěma po sobě následujícími prahovými přechody a jeho poloha je označena maximem v segmentu. Následně se analyzuje jakákoli skupina tří po sobě jdoucích vrcholů. Vzdálenost mezi prvním a druhým vrcholem ($p1-p2$) je vypočtena a porovnána se vzdáleností mezi druhým a třetím vrcholem ($p2-p3$). Na základě předpokladu, že systola je kratší než diastola, je snadné identifikovat systolu jako kratší interval. Tedy S1 musí být vrchol vlevo od systoly, nebo podobně, S2 musí být vpravo. Identifikace pouze jednoho vrcholu dovoluje identifikovat všechny ostatní vrcholy tím, že se musí S1 a S2 střídat. Hranice srdečních cyklů jsou pak tvořeny intervaly S1-S1 a segmentace je dokončena [6, 12].



Obrázek 6: Segmentace srdečních ozev S1 a S2

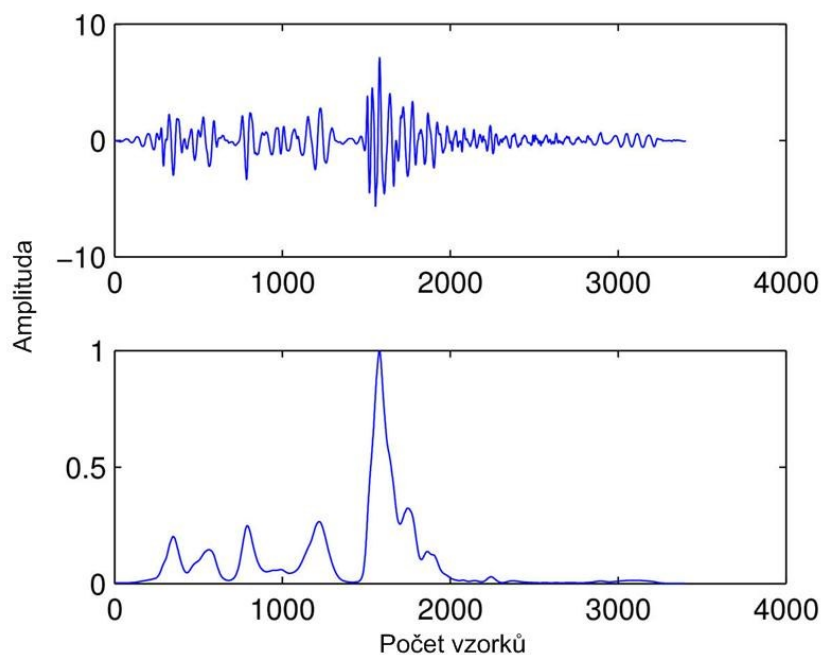
4.3 Segmentace abnormálních srdečních ozev

Tato část ilustruje problémy, které vznikají při segmentaci abnormálních srdečních ozev. Obrázek 7 ukazuje obálku signálu srdeční ozvy S3. Předpokládejme, že jsou analyzovány tři nejslabší vrcholy, které ve skutečnosti odpovídají S1, S2 a S3. Třetí vrchol je mimořádný, protože není shodný s S1 nebo S2. Vzhledem k přítomnosti třetího vrcholu S3 se změnila délka intervalu p2-p3 a již není zachován běžně se opakující srdeční cyklus. Třetí vrchol způsobil vytvoření nežádoucího intervalu p2-p3. Ten je kratší než interval p1-p2 a vede k falešnému předpokladu, že druhý vrchol je S1. Použití tohoto vrcholu vede k nesprávné identifikaci všech špiček signálu obálky a nakonec ke špatné segmentaci [6, 12].



Obrázek 7: Segmentace abnormálních srdečních ozev

Segmentace je ještě obtížnější v případě vyskytující se šelesti (např. aortální nebo mitrální regurgitace). Obrázek 8 znázorňuje srdeční cyklus s aortální regurgitací společně s obálkou této šelesti. Z obrázku je vidět, že pouze jeden srdeční cyklus obsahuje 4 vrcholy, z nichž největší odpovídá S2. Signál obálky má 3 špičky, které nelze označit, protože umístění S1 není zcela jednoznačné. Z tohoto důvodu segmentace pomocí analýzy obálek potřebuje eliminovat další vrcholy a zároveň zachovat srdeční ozvy S1 a S2.



Obrázek 8: *Srdeční cyklus s aortální regurgitací a jeho obalovým signálem*

4.4 Vlastnosti extraktu

Při klasifikaci signálu z fonokardiografu jsou vlastnosti odvozeny na základě srdečních cyklů. Soubory funkcí jsou uspořádány ve dvou skupinách. První pojednává o konkrétních onemocněních, a jak ovlivňují generování srdečních ozvů. Příkladem tohoto typu je rozdělený interval S2. Mnoho srdečních poruch způsobuje, že se S2 rozdělí na dva samostatné zvuky. Jiné typy funkcí jsou založeny na analýze časových průběhů. Tento typ analýzy je obzvláště vhodný pro srdeční ozvy, které patří mezi nestálé signály, jejichž frekvenční obsah se s časem mění. Zvláštním typem časově-frekvenční analýzy je diskretní vlnková transformace (DWT). Získané informace ze srdečních ozvů s vlnkovou analýzou jsou velmi zajímavé pro klinickou interpretaci srdečních onemocnění [6, 12].

4.5 Klasifikace srdečních ozvů

Konečným úkolem je klasifikace identifikované charakteristiky srdečních zvukových událostí pro klinickou diagnostickou aplikaci. Ve studii Bunluechokchai a Ussawawongaraya pro zpracování signálů byla použita vlnková transformace s větším stupněm rozkladu na signály získané od pacientů se stavem patologickým naopak u zdravých pacientů byl aplikován nižší stupeň rozkladu. Pro klasifikaci srdečních ozvů byla použita koncepce intermitentního faktoru vypočítaného z vlnkové transformace [1, 6, 12].

5 Klasifikace filtrů pro FKG

Filtry lze rozdělit do několika skupin v závislosti na tom, jaká kritéria se používají pro klasifikaci. Dva hlavní typy digitálních filtrů jsou FIR (Finite Impulse Response) filtry s konečnou impulsní odezvou a IIR (Infinite Impulse Response) filtry s nekonečnou impulsní odezvou. Mezi nelineární filtry řadíme homomorfní filtraci za účelem získat hladkou obálku signálu.

5.1 Digitální filtry

Pokud známe odezvu digitálního filtru, můžeme vypočítat amplitudu a fázové chování filtru. Obecně filtr poskytuje určitou odezvu na daný vstupní signál. V digitálním systému se signál skládá ze vzorků a každý vzorek signálu je impulsem. Proto je velmi snadné vypočítat odezvu filtru. Digitální filtry se používají hlavně pro dva účely: oddělení spojených signálů kontaminovaných hlukem nebo interferencí a obnovení zkresleného signálu [7, 13].

5.1.1 IIR filtr

Filtry IIR jsou jedním ze dvou primárních typů digitálního filtru. Impulsní odezva je "nekonečná", protože ve filtru existuje zpětná vazba. Jedná se o racionální funkci v z -rovině, kdy předpokládáme výstupní odezvu s nekonečným množstvím vzorků (pouze teoretický předpoklad) [13]:

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^M b_k z^{-k}}{\sum_{k=0}^N a_k z^{-k}}, \quad (5.1)$$

kde a_K a b_K jsou koeficienty filtru, M je číslo nuly a N udává počet pólů. Z této funkce získáme odpovídající časový rozdíl rovnice [13]:

$$y(n) = a_1 y[n-1] + a_2 y[n-2] + \dots + a_K y[n-K] + b_0 x[n] + b_1 x[n-1] + \dots + b_K x[n-K]. \quad (5.2)$$

Můžeme vidět, že výstup filtru IIR je závislý na předcházejících vzorcích. Filtry IIR nemají lineární fázovou charakteristiku, a proto by měly být použity v aplikacích, kde linearita nepředstavuje velký problém. Vzhledem k tomu, že filtry IIR mají nuly a póly, špatně navržený filtr by mohl být nestabilní, pokud by nuly a póly ležely mimo danou oblast [7, 13].

5.1.2 FIR filtr

FIR filtry jsou kauzální (realizovatelné) systémy, které se od IIR filtru liší tím, že ve funkci mají póly obrazového přenosu roviny z a všechny koeficienty a_K jsou nulové, pak můžeme dostat [13]:

$$H(z) = \sum_{k=0}^M b_k z^{-k}, \quad (5.3)$$

a odpovídající rovnice rozdílu časové domény [13]:

$$y(n) = \sum_{k=0}^M b_k x[n-k] \quad (5.4)$$

kde $y(n)$ je výstupní signál filtru v okamžiku n , $x(n)$ je vstupní signál v okamžiku n , b_K je koeficient filtru (impulsní odezva od 0 do N , kde N je počet vzorků v pulsní odezvě). Vidíme, že výstup již nezávisí na předchozích výstupech, ale na předcházejících vstupních vzorcích. Výstup může být jako diskrétní konvoluce $x(n)$ s impulsní odezvou [13]:

$$h(n) = \begin{cases} b_n & n = 0, 1, \dots, M \\ 0 & \text{jinak} \end{cases} \quad (5.5)$$

Vzhledem k tomu, že FIR filtry mají konečnou impulsní odezvu, můžeme jednodušeji získat lineární fázovou charakteristiku. FIR filtry, které mají lineární fázi, by měly být použity v aplikacích, kde je žádaná lineární fázová charakteristika. Tuto charakteristiku dostaneme vytvořením posloupnosti koeficientů, které jsou symetricky rozloženy kolem středového koeficientu. To znamená, že první koeficient je stejný jako poslední, druhý je stejný jako předposlední atd. Nevýhodou FIR filtru je zpracování většího množství koeficientů, a proto potřebují větší paměť oproti IIR filtru. Hlavní nevýhodou filtrů s konečnou impulsní odezvou je, že pro splnění požadavků na daný filtr potřebují daleko vyšší řád filtru než filtry s nekonečnou impulsní odezvou. Naproti tomu IIR filtry nemají nikdy lineární fázi (konstantní skupinové zpoždění) [7, 13].

5.2 Homomorfní filtrace

Homomorfní filtrace je metoda používaná k získání hladké obálky fonokardiogramu, která umožňuje detekovat srdeční ozvy [2]. Signál FKG můžeme vyjádřit jako součin amplitudové modulační (AM) a frekvenční modulační (FM) [20]:

$$x(t) = f(t) \times a(t), \quad (5.6)$$

kde $a(t)$ je složka amplitudové modulační a $f(t)$ je složka frekvenční modulační. V dalším kroku se provede logaritmická transformace signálu $x(t)$ [20]:

$$\hat{x}(t) = \ln|x(t)| \quad (5.7)$$

pokud $x(t) = 0$, pak můžeme přičíst malou kladnou hodnotu a platí vztah [20]:

$$\hat{x}(t) = \ln a(t) + \ln|f(t)|. \quad (5.8)$$

Použitím vhodného lineárního filtru typu dolní propust můžeme eliminovat složku FM, která je charakterizována rychlými změnami v čase. Následně dostáváme vztah [20]:

$$\hat{x}(t) = L[\hat{x}(t)] = L[\ln a(t)] + L[\ln|f(t)|], \quad (5.9)$$

kde L je lineární filtr. Použitím lineárního filtru dosáhneme zeslabení vysokých frekvencí, které jsou typické pro složky FM a také zahrnuje frekvenci složky AM, pak dostaneme [20]:

$$\hat{x}(t) = L[\hat{x}(t)] = L[\ln a(t)] + L[\ln|f(t)|] \approx \ln a(t), \quad (5.10)$$

s použitím exponenciální funkce [20]:

$$\exp[\hat{x}(t)] \approx \exp[\ln a(t)] = a(t). \quad (5.11)$$

5.3 Savitzky-Golay filtr

Savitzky-Golay filtr byl představen v roce 1964 Abrahamem Savitzkym a Marcelem J. E. Golayem. Tento typ vyhlazovacího filtru nahradí lineární kombinací g_i každou hodnotu f_i i sousední hodnotu [24]:

$$g_i = \sum_{n=-n_L}^{n_R} c_n f_{i+n} \quad (5.12)$$

Kde n_L je počet použitých vzorků zleva a n_R je počet použitých vzorků zprava. Cílem filtrace Savitzky-Golay je najít takové koeficienty, které zachovávají tvar daného signálu. Pro každý bod f_i vybereme polynom metodou nejmenších čtverců pro všechny body $n_L + n_R + 1$ v posuvném okně a poté nastavíme hodnotu g_i tohoto polynomu na pozici i . Pro získání dalšího bodu $f_i + 1$ opakujeme celý proces znovu.

K odvození těchto koeficientů je nutné najít polynom stupně M v bodě i , konkrétně $a_0 + a_1 i + \dots + a_M i^M$ pro hodnoty x_{-n_L}, \dots, x_{n_R} . Následně hodnota g_0 se stane hodnotou polynomu $i = 0$, konkrétně bodu a_0 . Matice pro tento případ je vyjádřena následujícím tvarem [24]:

$$A_{ij} = i^j, i = -n_L, \dots, n_R, j = 0, \dots, M \quad (5.13)$$

a rovnice pro vektor a_j ve vztahu k vektoru f_i je v maticovém tvaru [24]:

$$(A^T \cdot A) \cdot a = A^T \cdot f \quad (5.14)$$

nebo

$$a = (A^T \cdot A)^{-1} \cdot (A^T \cdot f) \quad (5.15)$$

Koeficient f_0 se stává komponentou a_0 kde f je nahrazeno jednotkovým vektorem e_N , kde $-n_L \leq n \leq n_R$ [24, 25]:

$$c_n = \{(A^T \cdot A)^{-1} \cdot (A^T \cdot e_N)\}_0 = \sum_{m=0}^M \{(A^T \cdot A)^{-1}\}_{0m} n^m \quad (5.16)$$

5.4 Vlnková transformace

Vlnková transformace (WT, z angl. Wavelet Transformation) umožňuje rozklad signálu jak v časové tak frekvenční oblasti oproti Furierově transformaci, která umožňuje pouze rozklad signálu ve frekvenční oblasti [23].

5.4.1 Spojitá vlnková transformace

Spojitá vlnková transformace (CWT, z angl. Continuous Wavelet Transformation) byla vyvinuta jako metoda pro získání frekvenčních informací o signálu. Spojitá vlnková transformace $x(t)$ je dána vztahem[23]:

$$y(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi * \left(\frac{t - b}{a} \right) dt \quad (5.17)$$

Jedná se časově frekvenční rozklad, kde $x(t)$ představuje analyzovaný signál a Ψ je tzv. mateřská vlnka. Parametr a je označován jako měřítko vyjadřující časovou dilataci funkce a parametr b časové posunutí. Zachování energie vlnky je zajištěno činitelem \sqrt{a} . Výsledkem vlnkové transformace je obecně nekonečná množina koeficientů $y(a, b)$, které jsou nerovnoměrně rozloženy v časové frekvenční rovině [8, 23].

5.4.2 Diskretní vlnková transformace

Jedním ze zvláštních případů spojitých transformací je diskretní vlnková transformace (DWT, z angl. Discrete Wavelet Transformation). Spojitou vlnkovou transformaci je nutné vzorkovat za účelem získání číslíkově vyjádřitelné diskretní spektrální analýzy. Z tohoto důvodu je nejvhodnější metodou dyadické vzorkování s parametry $a = 2^m, b = 2^m kT$, kde $m > 0, T > 0$ a m, k jsou celočíselné konstanty. Měřítko a je vzorkováno v dyadické posloupnosti a časová osa b je dělena rovnoměrně. Diskretní vlnkovou transformaci lze definovat jako[16]:

$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi * (2^{-m}t - kT) dt, \quad (5.18)$$

Kde kmitočtové měřítko představuje index m a index k časové měřítko. Parametr T určuje hustotu vzorkování koeficientů na časové ose pro jednotlivé kmitočtové úrovně dané indexem m [8, 16, 22].

6 Popis vybraných metod pro hodnocení kvality filtrace

Tato kapitola se zaměřuje na popis metod, které se používají pro klasifikaci a analýzu dosažených výsledků.

6.1 SNR, RMSE a PRD

V této práci budou představeny tři metody sloužící k hodnocení kvality filtrace. První z nich je odstup signál od šumu (SNR – signal to noise ratio), druhou představuje relativní střední kvadratická chyba (RMSE – root mean square error) a třetí metodou je procentuální rozdíl střední kvadratické chyby (PRD – percent root mean square difference).

6.1.1 SNR

Parametr SNR udává poměr mezi signálem a nežádoucím šumem. Pro hodnocení kvality filtrace je nutné určit jeho hodnotu před filtrací SNR_{vst} a po filtraci $SNR_{výst}$. Vztah pro výpočet SNR_{vst} je dán následující rovnicí:

$$SNR_{vst} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{n=1}^{N-1} (sig_{ref}(n))^2}{\sum_{n=1}^{N-1} (sig_{\text{šum}}(n) - sig_{ref}(n))^2} \quad (6.1)$$

kde $sig_{ref}(n)$ je referenční signál (v našem případě vstupní FKG signál) a $sig_{\text{šum}}(n)$ představuje zašuměný signál (vstupní signál s přidaným šumem). Vzhledem k tomu, že zašuměný signál není tvořen pouze signálem s přidaným šumem, ale i vstupním signálem, je nezbytné ve jmenovateli od zašuměného signálu odečíst signál referenční.

Výstupní hodnota $SNR_{výst}$ je dána následujícím vztahem:

$$SNR_{výst} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{n=1}^{N-1} (sig_{ref}(n))^2}{\sum_{n=1}^{N-1} (sig_{filt}(n) - sig_{ref}(n))^2} \quad (6.2)$$

kde $sig_{filt}(n)$ představuje výstupní signál po průchodu navrženého adaptivního systému. I v této rovnici musíme odečíst ve jmenovateli od filtrované hodnoty referenční signál, aby se získal pouze vlastní šum [27, 28].

6.1.2 MSE a RMSE

Druhým parametrem představeným v této práci je RMSE, který je odmocninou MSE (Mean square error) chyby. Tato chyba reflektuje míru přesnosti mezi filtrací získaným a originálním výstupem. Rovnice je dána vztahem:

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left(sig_{filt}(i) - sig_{ref}(i) \right)^2 \quad (6.3)$$

V praxi je často nahrazován RMSE chybou a rovnice vyjadřující tento vztah je následující:

$$RMSE = \frac{1}{n} \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(sig_{filt}(i) - sig_{ref}(i) \right)^2} \quad (6.4)$$

kde $sig_{filt}(i)$ představuje výstupní signál po průchodu navrženého adaptivního systému a $sig_{ref}(i)$ je referenční signál (v našem případě vstupní signál). Čím více se hodnota RMSE blíží k nule, tím jsou si oba porovnávané signály podobnější [27, 28].

6.1.3 PRD

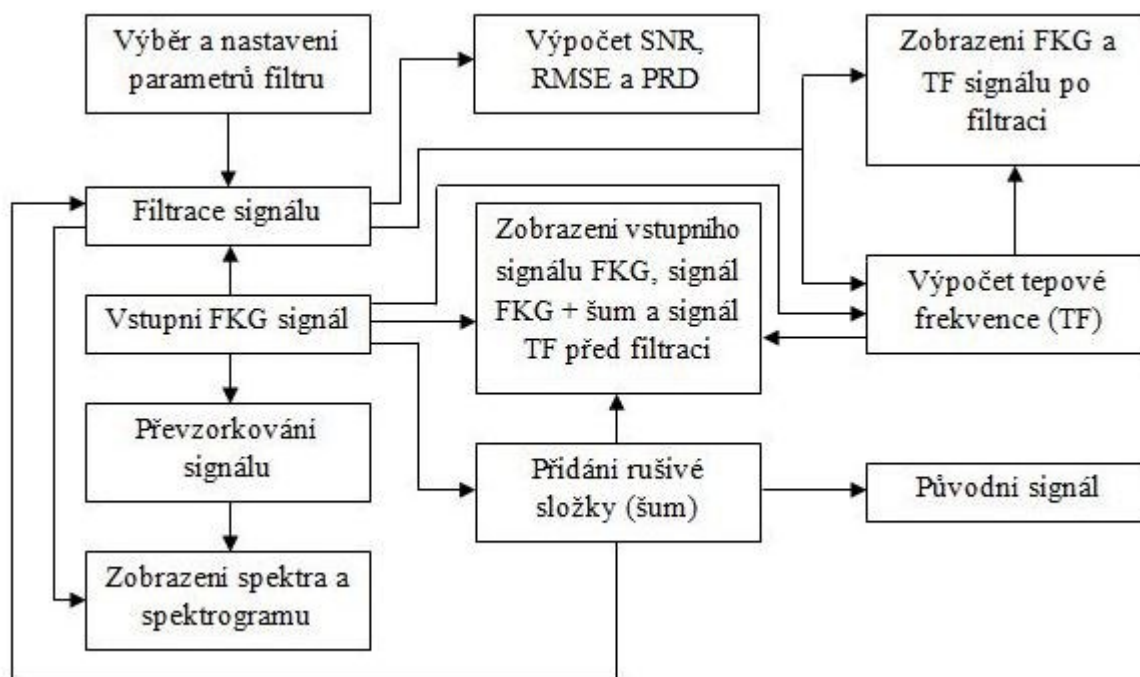
Hodnocení kvality v oblasti FKG jsou založeny na podobnosti původních a výstupních signálů (po průchodu navrženého adaptivního systému). Jeho matematická podoba je dána následujícím vztahem:

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N [sig_{ref}(i) - sig_{filt}(i)]^2}{\sum_{n=1}^N sig_{ref}^2(i)}} \cdot 100[\%] \quad (6.5)$$

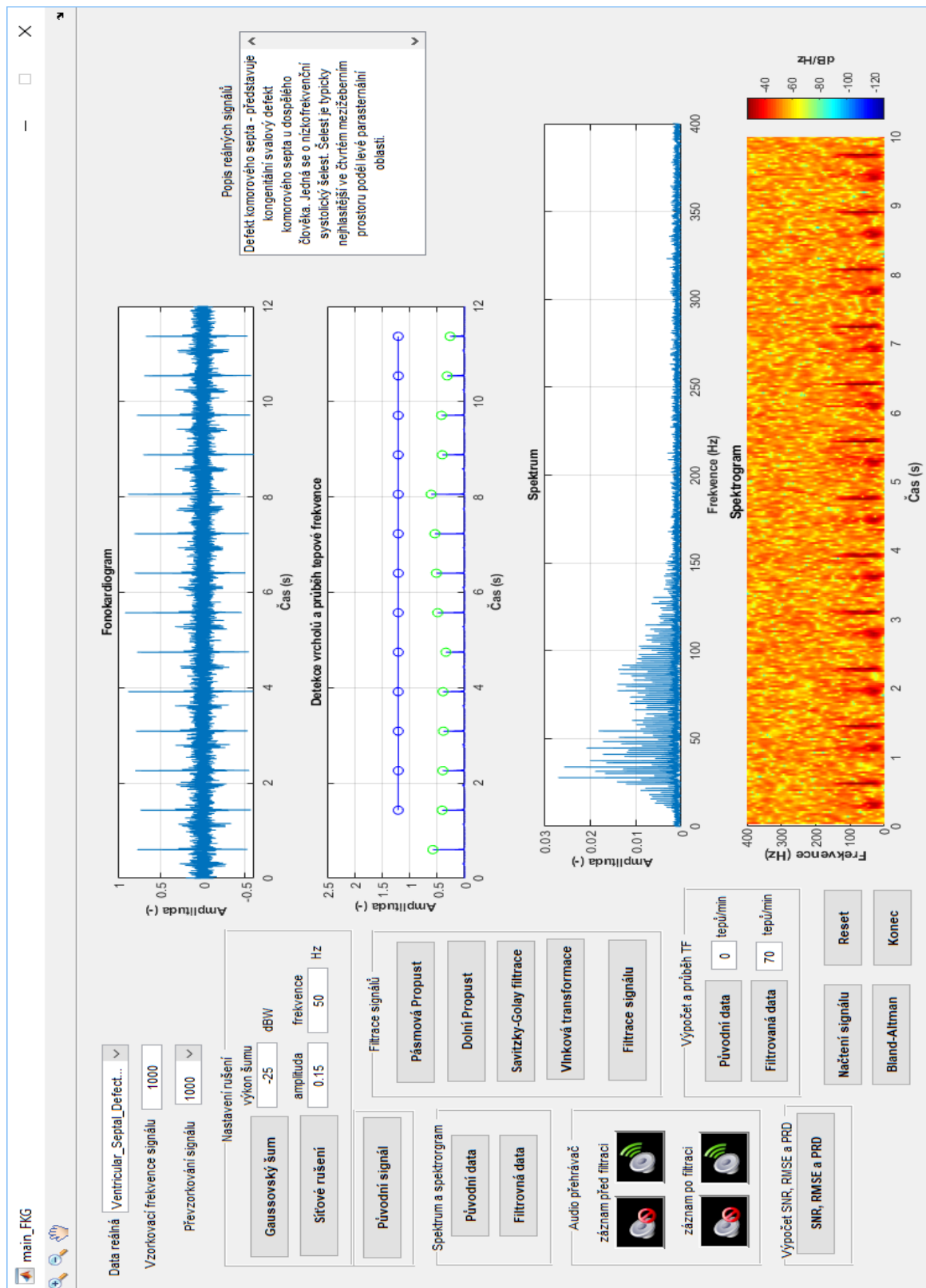
PRD slouží pro porovnání $sig_{ref}(i)$ a $sig_{filt}(i)$ kde $sig_{ref}(i)$ je referenční signál (v našem případě vstupní FKG signál) a $sig_{filt}(i)$ představuje výstupní signál po průchodu navrženého adaptivního systému. Platí zde stejné zásady jako u metody RMSE, čím více se hodnota PRD blíží k nule, tím jsou si oba porovnávané signály podobnější.

7 Návrh a realizace aplikace pro zpracování FKG signálu

V této části práce je popsáno uživatelské rozhraní (GUI) vytvořené v programu MATLAB r2018a pro zpracování FKG signálu a jeho následnou analýzu. Základní konstrukci aplikace popisuje blokové schéma aplikace (viz obr. 9).



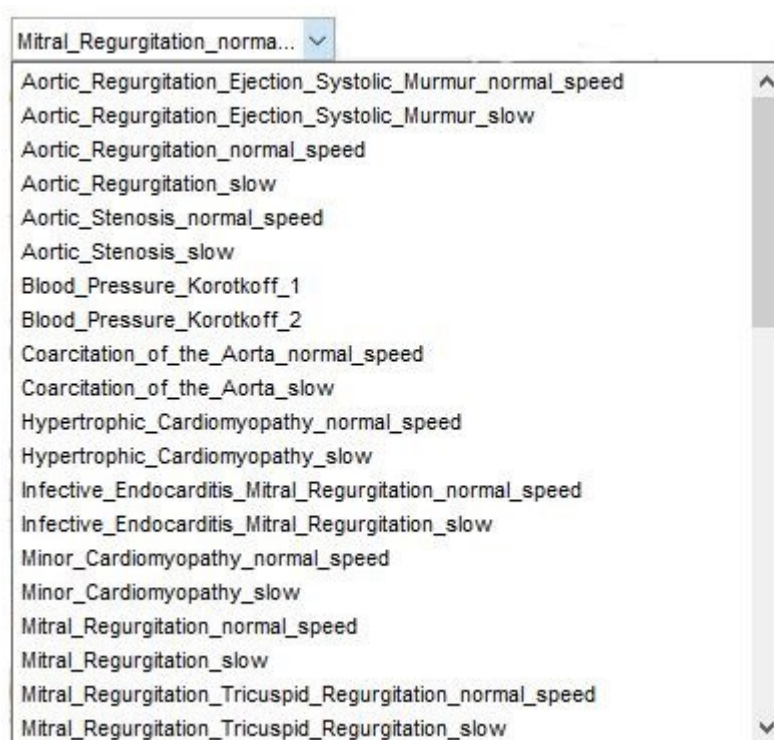
Obrázek 9: Blokové schéma aplikace



Obrázek 10: Uživatelské rozhraní aplikace

7.1 Načtení záznamu

V této práci byly použity reálné záznamy z knihoven Techmed a Thinklabs. Záznamy byly staženy s příponou .wav a následně převedeny do matice s příponou .mat, kde první sloupec představuje čas a druhý sloupec vzorkovací frekvenci signálu. K načtení záznamu můžeme dojít dvěma cestami. První cesta vede přes vyskakovací menu v levém horním okraji (viz Obr. 11) s následným vykreslením záznamu do grafu a druhá cesta vede přes tlačítko „Načtení signálu“, kde si uživatel vybere záznam ze souboru.



Obrázek 11: Načtení záznamu

7.2 Převzorkování signálu

K převzorkování signálu slouží vyskakovací menu s předem nadefinovanou vzorkovací frekvencí. Převzorkování zajistí rychlejší chod aplikace, předchází zacyklení při načtení spektra a spektrogramu, které z důvodu vysokých vzorkovacích frekvencí signálu způsobí zacyklení celé aplikace a následně se dostaví nefunkčnost celého systému v podobě zamrznutí všech spuštěných programů.

7.3 Signál s rušením

Vygenerováním rušení je možné hodnotit kvalitu provedené filtrace a ověřit si výsledky pomocí parametrů SNR, RMSE a PRD. Na výběr máme ze dvou možností a to buď vygenerování Gaussovského šumu nebo síťového rušení. Obě metody pracují na stejném principu, kdy k původnímu signálu je přičteno rušení. Tlačítko „Původní signál“ slouží pro návrat signálu do původního stavu.

Nastavení rušení

Gaussovský šum

výkon šumu

-25

dBW

Síťové rušení

amplituda

0.15

frekvence

50

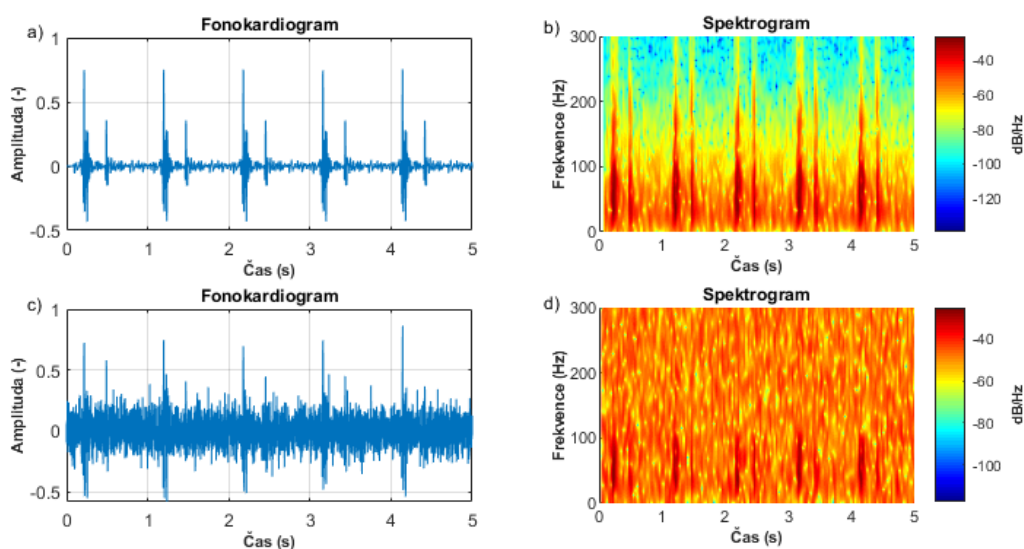
Hz

Původní signál

Obrázek 12: Nastavení parametrů pro vygenerování šumu

7.4 Gaussovský bílý šum

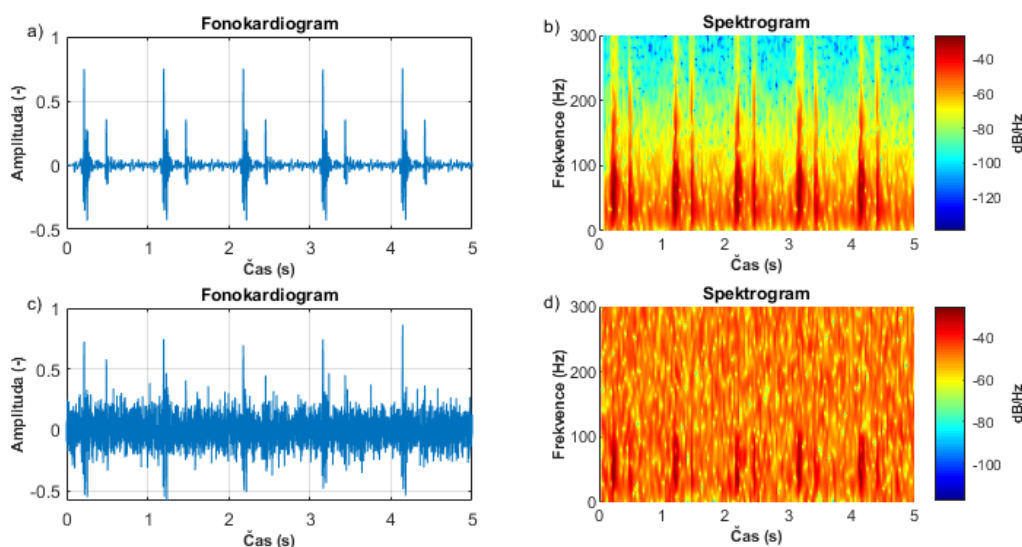
Gaussovský bílý šum patří mezi nejvyžívanější rušení společně se síťovým rušením. V nastavení je nutné zadat výkon šumu, který svou účinností ovlivňuje každý vzorek nebo je možné použít již předdefinovanou hodnotu (viz Obr. 12). Amplituda je na všech frekvencích stejná, a proto se nemusí nastavovat jako u síťového rušení. Na obrázku 13 je znázorněna ukázka signálu bez šumu a se šumem společně s jejich spektrogramy. Výkon šumu byl zvolen na úroveň -20 dBW (tj. 0.01 W). Na obrázku 13 d) lze vidět, že po vygenerování rušivé složky jsou pravidelně střídající se srdeční ozvy S1 a S2 špatně viditelné a bez původního nezašuměného signálu by bylo téměř nemožné určit o jakou srdeční ozvu se jedná.



Obrázek 13: Ukázka signálu bez šumu a s Gaussovským šumem, a) signál bez šumu, b) spektrogram bez šumu, c) signál se šumem, d) spektrogram se šumem

7.4.1 Síťové rušení

K nasimulování síťového rušení je potřeba zadat hodnotu amplitudy a frekvenci. V praxi se využívá standardizovaná frekvence 50 nebo 60 Hz a hodnota amplitudy se pohybuje kolem 10 % maxima. Na obrázku 14 je znázorněna ukázka signálu bez šumu a se šumem společně s jejich spektrogramy. Amplituda síťového rušení je nastavena na hodnotu 0.10 s frekvencí 50 Hz. Na obrázku 14 d) lze vidět, že jednotlivé spektrální čáry představující srdeční ozvy jsou špatně viditelné v porovnání se spektrogramem na obrázku 14 b).



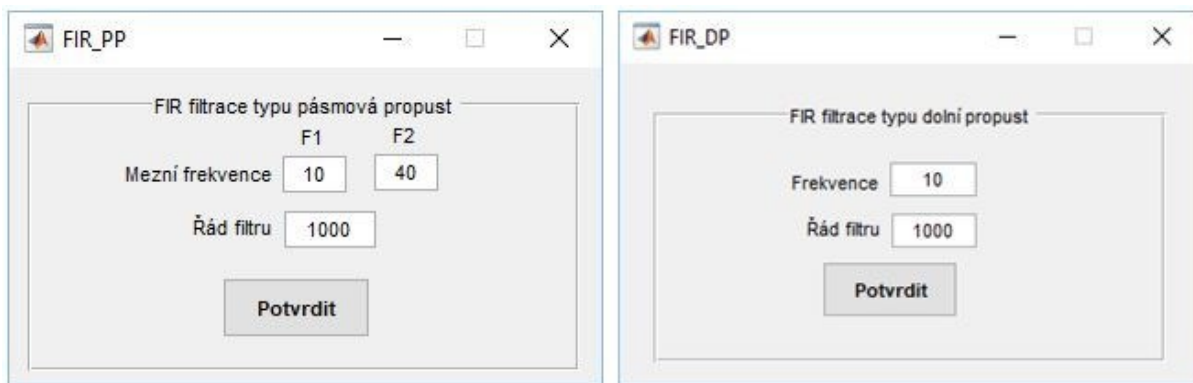
Obrázek 14: Ukázka signálu bez rušení a se síťovým rušením, a) signál bez šumu, b) spektrogram bez šumu, c) signál se šumem, d) spektrogram se šumem

7.5 Filtrace signálu

Filtrace je jedním z důležitých kroků sloužícím k odstranění nežádoucích artefaktů v signálech. V aplikaci máme na výběr různé typy filtrů pro zpracování FKG signálu. Signály použité v této práci mají vyšší vzorkovací frekvenci a z tohoto důvodu nastavení jednotlivých filtrů vyžadovalo daleko jiné nastavení parametrů v porovnání s běžně používanými hodnotami. Přiblížení této problematiky bude v následující kapitole.

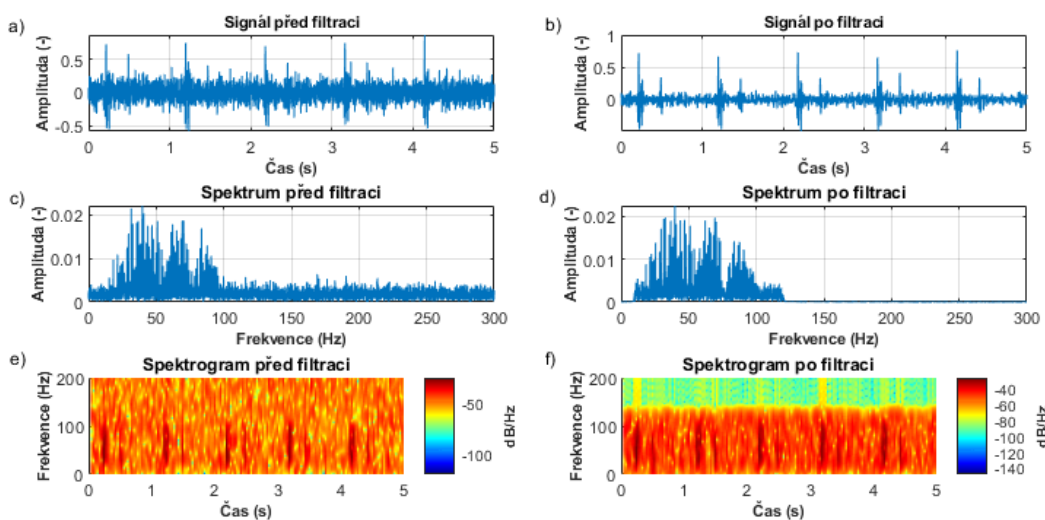
7.5.1 FIR filtrace

Pro kvalitně provedenou filtraci je důležité správné nastavení parametru filtru. Na výběr máme filtr typu dolní propust a pásmovou propust. V nastavení FIR filtru se volí mezní frekvence a řád filtru (viz Obr. 15).



Obrázek 15: Nastavení parametrů FIR filtru

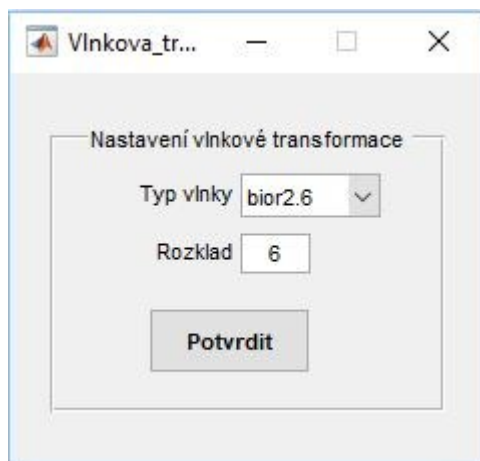
Na obrázku 15 je znázorněna filtrace pomocí pásmové propusti s mezní frekvencí od 10 do 120 Hz a řádem filtru 100. K fyziologickému převzorkovanému signálu na 1000 Hz „*Normal_heart_normal_speed*“ je přidán Gaussovský šum s výkonem -20 dBW (tj. 0.01 W). Na obrázku 16 b) lze vidět odstranění okolního šumu v pásmu, kde se vyskytují srdeční ozvy S1 a S2.



Obrázek 16: Ukázka FIR filtrace, a) signál před filtrací, b) signál po filtraci, c) spektrum před filtrací, d) spektrum po filtraci, e) spektrogram před filtrací, f) spektrogram po filtraci

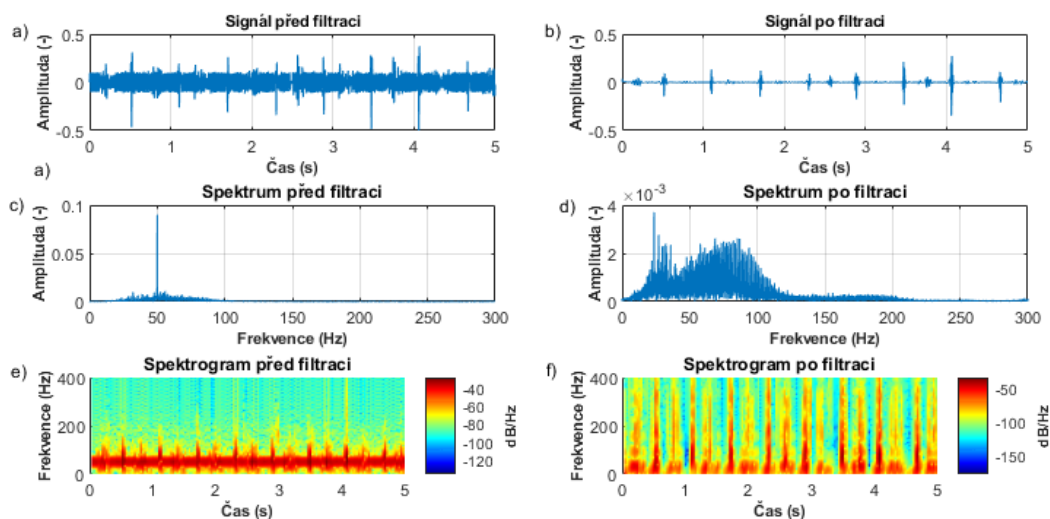
7.5.2 Vlnková transformace

Principem vlnkové transformace je rozložit signál pomocí vlnkových okének. V nabídce nastavení máme na výběr sadu vlnek pro filtraci signálu a také stupeň rozkladu do jednotlivých úrovní (viz Obr. 17). Modul aplikace nabízí na výběr z vlnek bior2.6, coif4, db4, db6, rbio3.9 a sym9.



Obrázek 17: Nastavení parametrů vlnkové transformace

Na obrázku 18 lze vidět účinek filtrace pomocí vlnkové transformace, kdy vlnky nízké amplitudy byly vyhlazeny. Filtrace byla uplatněna na patologický signál po převzorkování na 1000 Hz „Minor_cardiomyopathy_normal_speed“ s použitým typem vlnky db4 a stupněm rozkladu 8.

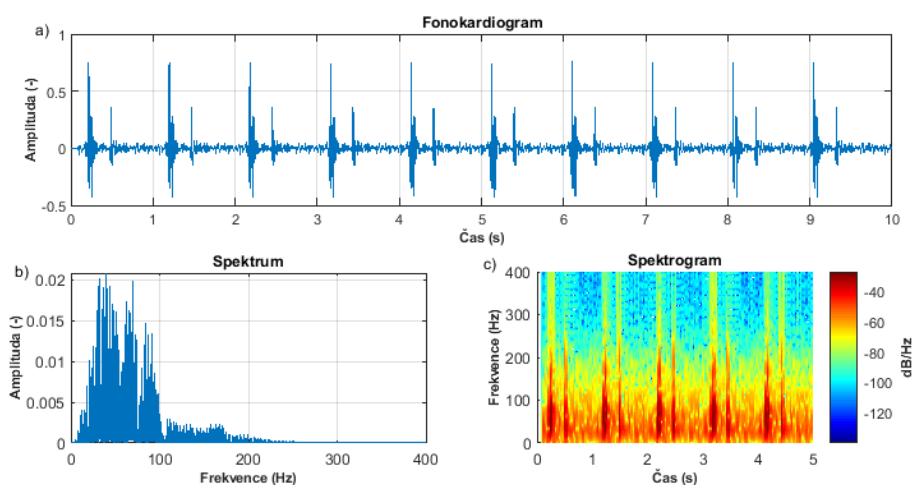


Obrázek 18: Ukázka filtrace vlnkovou transformací, a) signál před filtrací, b) signál po filtraci, c) spektrum před filtrací, d) spektrum po filtraci, e) spektrogram před filtrací, f) spektrogram po filtraci

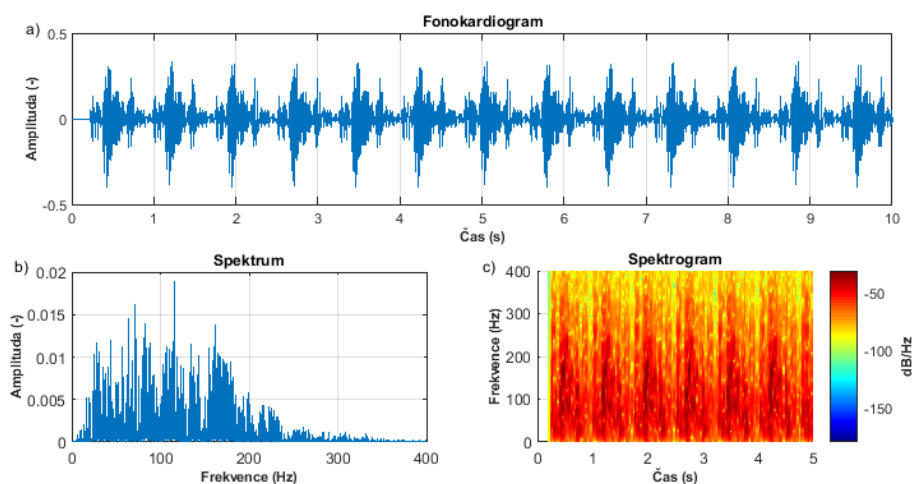
K signálu bylo vygenerováno síťové rušení s amplitudou 0.10 a frekvencí 50 Hz. Na obr. 18 b) jsou po provedené filtraci patrné srdeční ozvy S1, S2 a také S3, která je charakteristická nízkou frekvencí.

7.6 Spektrum a spektrogram

Spektrum a spektrogram má důležitou roli ve zdravotnictví. Kromě diagnostického významu lze posuzovat i činnost srdce. Pro zobrazení spektra a spektrogramu je nutné nejprve převzorkovat signál z důvodu vysoké vzorkovací frekvence signálu. K vykreslení je možné použít signál před filtrací a po filtraci a následně lze porovnávat jednotlivé spektra a spektrogramy. Na obrázcích níže jsou pro ukázkou znázorněny dva odlišné signály s vzorkovací frekvencí 1000 Hz. Na obrázku 19 je zobrazen fyziologický signál „*Normal_heart_normal_speed*“ s pravidelně se střídajícími srdečními ozvy S1 a S2. Obrázek 19 c) znázorňuje spektrogram, kde jednotlivé spektrální čáry představují srdeční ozvy, první ozva zleva je S1 a hned za ní následuje S2, obě srdeční ozvy se blíží k frekvenční hranici 200 Hz.



Obrázek 19: Ukázka fyziologického signálu, a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



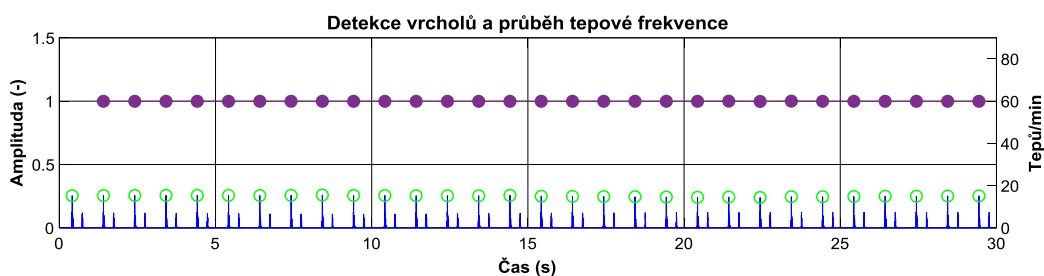
Obrázek 20 Ukázka patologického signálu, a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram

Na obrázku 20 je ukázka patologického signálu „*Pericarditis_normal_speed*“, kde jednotlivé srdeční ozvy jsou vlivem okolního šumu špatně viditelné.

7.7 Tepová frekvence

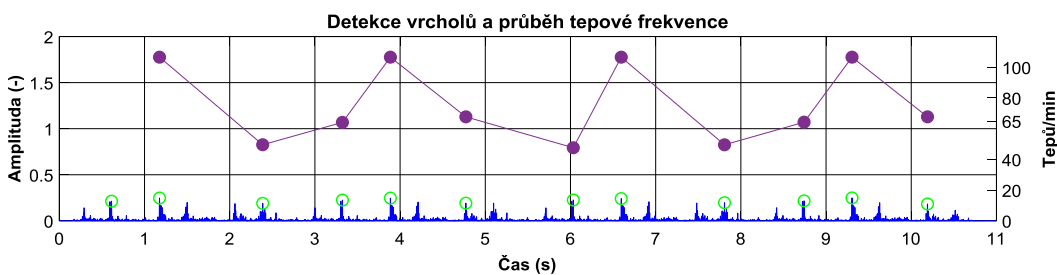
Tepová frekvence je důležitým ukazatelem stavu organismu člověka jak při zatížení, tak i v klidovém stavu. Základem výpočtu tepové frekvence je detekce nejvyšších vrcholů v FKG signálu a stanovení minimální vzdálenosti mezi jednotlivými detekovanými vrcholy. Označení nejvyšších vrcholů proběhne, pokud detekované vrcholy mají vyšší amplitudu než je stanovená minimální prahová hodnota. K zobrazení průběhu tepové frekvence s detekovanými vrcholy je možné použít signál před a po filtraci.

Na obrázku 21 je zobrazen průběh ideálního fyziologického signálu „Prvni_srdecni_ozva“ s detekcí vrcholu S1 společně s průběhem tepové frekvence, která je určena z intervalu S1-S1.



Obrázek 21: Ukázka detekce vrcholů S1 a průběh tepové frekvence

Na obr. 22 je vykreslen průběh tepové frekvence s problémovou detekcí vrcholů. Tento jev znázorňuje patologický signál s diastolickým šelestem „Aortic_Regurgitation_normal_speed“. Na obrázku je možné vidět kolísavý průběh tepové frekvence a detekci vrcholu S1 společně s vrcholy S2. Amplituda jednotlivých vrcholů je kolísavá v zašuměném signálu a proto nelze jednoznačně určit správné vrcholy k detekci.



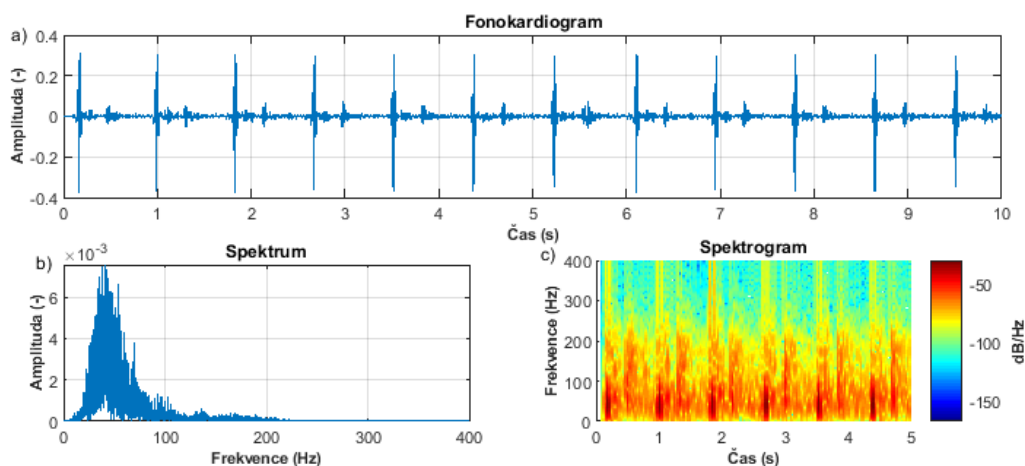
Obrázek 22: Ukázka problémové detekce vrcholů S1

8 Testování a hodnocení výsledků na reálných záznamech

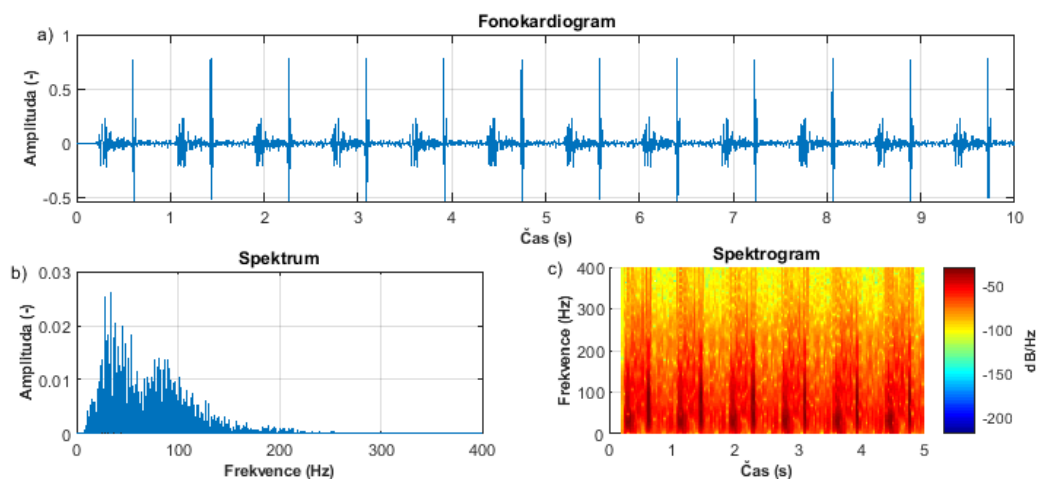
V této kapitole je shrnuto testování a hodnocení dosažených výsledků na reálných záznamech pocházejících z knihoven techmed a thinklabs. V aplikaci je výběr z 52 záznamů. Pro testování byl vybrán jeden fyziologický signál „*Normal_heart_Sound_normal_speed*“ (viz Obr. 19 a dále jen fyz1) a dva patologické signály „*Aortic_Regurgitation_Ejection_Systolic_Murmur_normal_speed*“ (viz Obr. 23 a dále jen pat1) a „*Ventricular_Septal_Defect_normal_speed*“ (viz Obr. 24 a dále jen pat2).

Abychom mohli ověřit kvalitu provedené filtrace, museli jsme nejprve určit referenční signál. V této práci nese podobu referenčního signálu každý původní signál a to z toho důvodu, že u jednotlivých záznamů se nenachází ideální signál v podobě referenčního signálu. K signálu převzorkovaného na 1000 Hz byla vygenerována šumivá složka buď ve formě Gaussovského šumu nebo síťového rušení. Následně došlo k nastavení a uplatnění jednotlivých filtračních metod. Pro testování byla vybrána FIR filtrace s pásmovou propustí a vlnková transformace. Hodnocení kvality provedené filtrace bylo provedeno pomocí parametrů SNR, RMSE a PRD.

V tabulkách jsou shrnuty dosažené výsledky, kdy u jednotlivých signálů byly aplikovány různé parametry nastavení filtrů. Další výsledky testování lze nalézt v příloze II.

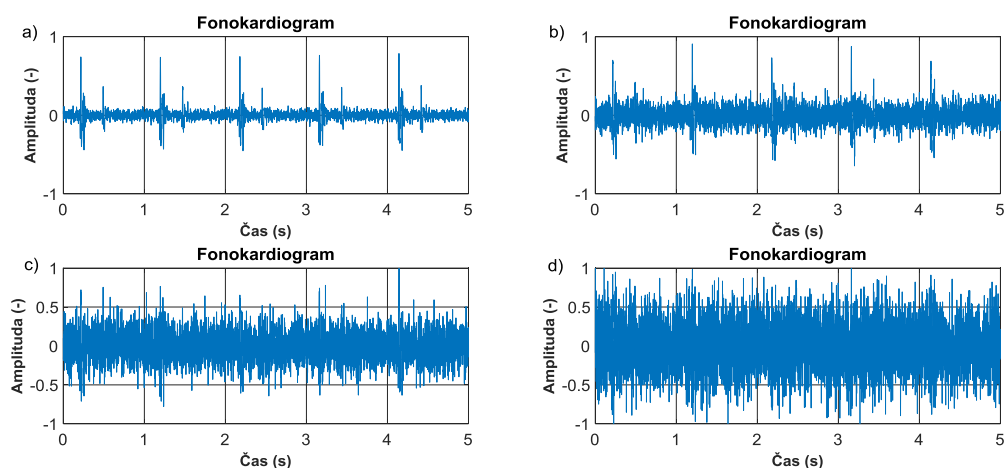


Obrázek 23: Ukázka pat1, a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram

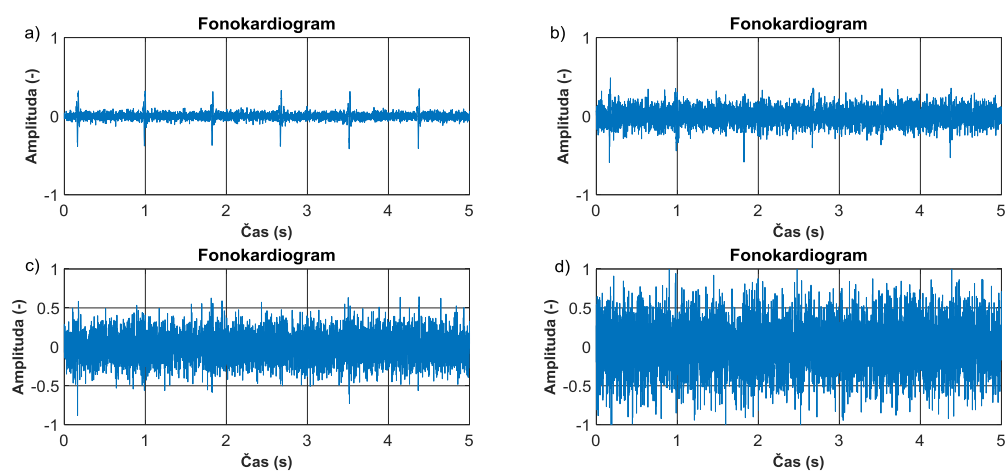


Obrázek 24: Ukázka pat2, a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram

Níže na obrázku 25 a 26 jsou znázorněny signály fyz1 a pat1 s různou úrovní Gaussovského šumu. Výkon šumu byl u jednotlivých signálů rozložen do čtyř úrovní od -10 dBW (tj. 0.1 W), -15 dBW (tj. 0.03 W), -20 dBW (tj. 0.01 W), do -30 dBW (tj. 0.001 W).

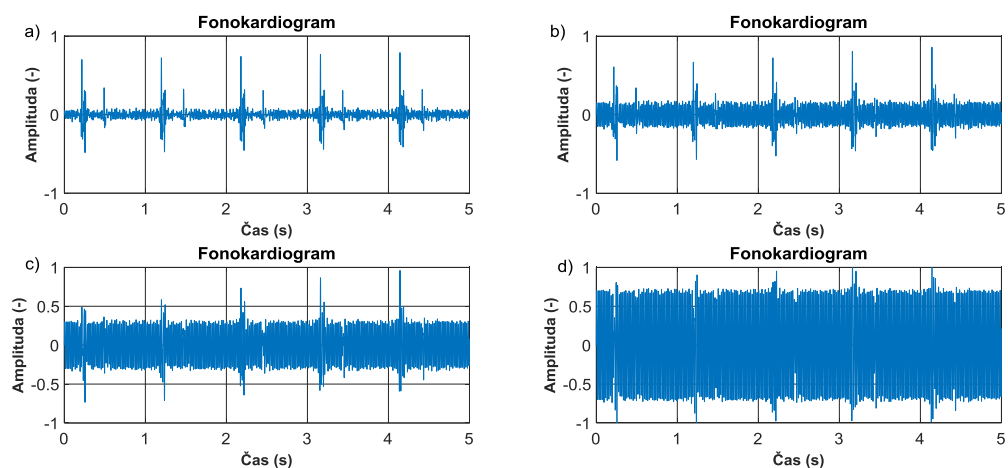


Obrázek 25: Ukázka fyz1 s Gaussovským šumem a) výkon šumu -30 dBW, b) výkon šumu -20 dBW, c) výkon šumu -15 dBW, d) výkon šumu -10 dBW

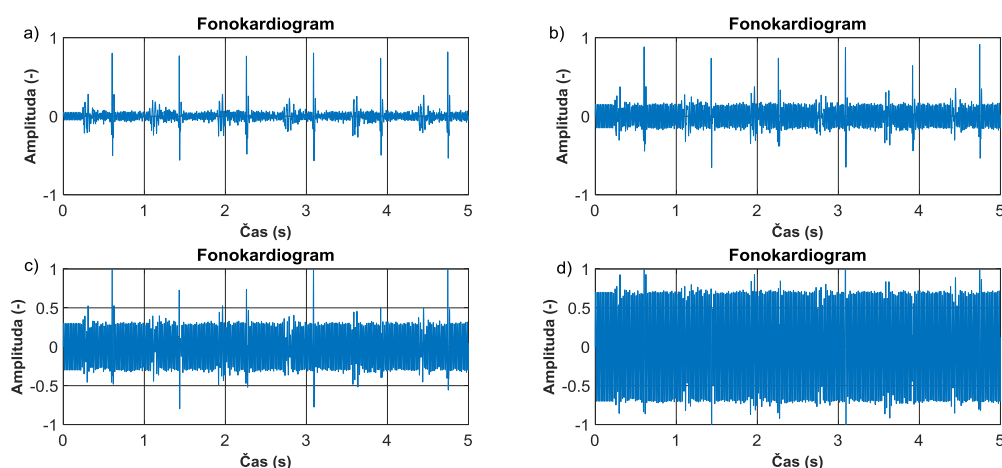


Obrázek 26: Ukázka *pat1* s Gaussovským šumem a) výkon šumu -30 dBW, b) výkon šumu -20 dBW, c) výkon šumu -15 dBW, d) výkon šumu -10 dBW

Níže na obrázku 27 a 28 jsou znázorněny signály *fyz1* a *pat2* s různou úrovní síťového rušení. Frekvence byla pevně stanovena na 50 Hz. Výška amplitudy síťového rušení se pohybovala od 0,05, 0,15, 0,3 do 0,7.



Obrázek 27: Ukázka *fyz1* se síťovým rušením a) amplituda šumu 0,05, b) amplituda šumu 0,15, c) amplituda šumu 0,3, d) amplituda šumu 0,7



Obrázek 28: Ukázka *pat2* se síťovým rušením a) amplituda šumu 0,05, b) amplituda šumu 0,15, c) amplituda šumu 0,3, d) amplituda šumu 0,7

8.1 Testování FIR filtrem

Pro testování signálů byl vybrán FIR filtr typu pásmová propust. V různých publikacích a studiích při testování na signálu FKG byla použita mezní frekvence s užším pásmem od 10 do 40 Hz nebo naopak s pásmem širším a to od 10 do 500 Hz. Podle spektra a spektrogramu u testovaných signálů lze posoudit, že srdeční ozvy se nejvíce shromažďují v pásmu od 10 do 120 Hz. Na základě této úvahy byla takto stanovena mezní frekvence. Pokud by zvolené pásmo bylo užší, došlo by k odfiltrování užitečných frekvenčních složek, naopak při použití širšího pásma by nedošlo k odfiltrování okolního šumu. Řád filtru byl nastaven na hodnotu 10, 30, 50, 70 a 100. K signálům byla vygenerována šumivá složka v podobě Gaussovského šumu s výkonem -30 dBW a síťové rušení s amplitudou 0,05 a frekvenci 50 Hz.

V tabulce 1 jsou zaznamenány výsledky signálu *fyz1* s přidaným Gaussovským šumem. Nejlepších výsledků bylo dosaženo filtrem s řádem 70. V porovnání s tabulkou 2, lze říci, že v rámci testovaného signálu *fyz1* je filtrace Gaussovského šumu snadnější neboť výstupní parametry dosahují dvojnásobně lepších výsledků než při filtraci síťového rušení.

Tabulka 1: *Fyz1* s Gaussovským šumem po FIR filtraci ($SNR_{vst} = -0,675$)

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	12.555	0.019	23.370
10-120	30	13.227	0.017	22.702
10-120	50	13.408	0.017	21.780
10-120	70	13.596	0.017	21.153
10-120	100	13.368	0.017	21.650

Nejlepších výsledků v tabulce 2 v rámci parametrů SNR a RMSE bylo dosaženo filtrem s řádem 30. Naopak parametr PRD zaznamenal nejlepší výsledek u filtru s řádem 100 a při pohledu na tabulku lze říci, že se zvyšujícím se řádem filtru má parametr PRD klesající tendenci a signál se více podobá původnímu signálu.

Tabulka 2: *Fyz1 se síťovým rušením po FIR filtraci ($SNR_{vst} = -0,704$)*

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	6.281	0.039	47.765
10-120	30	6.889	0.036	46.909
10-120	50	6.738	0.037	46.781
10-120	70	6.703	0.037	46.464
10-120	100	6.743	0.037	46.180

V tabulce 3 jsou zaznamenány výsledky signálu pat1 s přidáním Gaussovským šumem. V porovnání signálů fyz1 s pat1 dosáhl fyz1 lepších výsledků. Pat1 obsahoval větší množství šumivé složky, kterou se nepodařilo odstranit tak kvalitně jako u fyz1.

Tabulka 3: *Pat1 s Gaussovským šumem FIR filtraci ($SNR_{vst} = -1,932$)*

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	8.042	0.017	38.329
10-120	30	9.449	0.014	35.201
10-120	50	9.270	0.015	35.012
10-120	70	9.326	0.014	34.135
10-120	100	9.168	0.015	35.597

Podobně jako v tabulce 2 i v tabulce 4 se opakovala stejná situace, kdy filtr s řádem 30 dosáhl nejlepších výsledků kromě parametru PRD, který měl klesající tendenci se zvyšujícím řádem filtru.

Tabulka 4: *Pat2 se síťovým rušením po FIR filtraci ($SNR_{vst} = -0,808$)*

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	5.987	0.039	50.103
10-120	30	6.410	0.037	51.021
10-120	50	6.298	0.038	50.388
10-120	70	6.277	0.038	49.708
10-120	100	6.302	0.038	49.357

8.2 Testování vlnkovou transformací

Testování probíhalo stejným způsobem jako u FIR filtrace, kdy na vstup signálu bylo přivedeno rušení v podobě Gaussovského šumu s výkonem -30 dBW nebo síťového rušení s amplitudou 0,05 a frekvencí 50 Hz. Následně se v nastavení se zvolil typ vlnky a stupeň rozkladu 2, 4, 6 a 8. Pro testování byly použity vlnky bior2.6 a db4, protože právě tyto vlnky dosahovaly nejlepších výsledků.

V tabulce 5 jsou zaznamenány výsledky testovaného fyz1 s přidaným Gaussovským šumem. Nejlepších výsledků bylo dosaženo vlnkou db4 se stupněm rozkladu 2. Stejně jako u FIR filtrace se ukázalo, že testování signálu s Gaussovským šumem je ve srovnání se síťovým rušením snadnější a všechny parametry dosáhly daleko lepších výsledků.

Tabulka 5: *Fyz1 s Gaussovským šumem po vlnkové transformaci ($SNR_{vst} = -0,675$)*

Nastavení WT		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	12.506	0.019	23.878
db4	2	12.820	0.018	23.034
bior2.6	4	11.955	0.020	26.868
db4	4	11.762	0.021	27.777
bior2.6	6	11.382	0.021	29.026
db4	6	10.629	0.023	32.346
bior2.6	8	11.073	0.022	30.462
db4	8	10.042	0.025	35.010

Nejlepších výsledků v tabulce 6 bylo dosaženo vlnkou db4 se stupněm rozkladu 4 až na parametr PRD, který dosahoval lepších výsledků vlnkou bior2.6 se stupněm rozkladu 4.

Tabulka 6: *Fyz1 se síťovým rušením po vlnkové transformaci ($SNR_{vst} = -0,704$)*

Nastavení WT		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	6.996	0.036	44.575
db4	2	7.032	0.035	44.359
bior2.6	4	8.481	0.030	43.211
db4	4	8.542	0.030	43.453
bior2.6	6	7.810	0.032	47.966
db4	6	7.598	0.033	50.304
bior2.6	8	7.808	0.032	47.986
db4	8	7.589	0.033	50.371

V tabulce 7 jsou zaznamenány výsledky testovaného pat1 s přidáním Gaussovským šumem. Podle vstupní hodnoty SNR tento patologický signál obsahoval největší množství šumivé složky a při pohledu na tabulku lze říci, že při použití vlnky s větším stupněm rozkladu budou výsledky dosahovat lepších hodnot než při použití vlnky s nižším stupněm rozkladu.

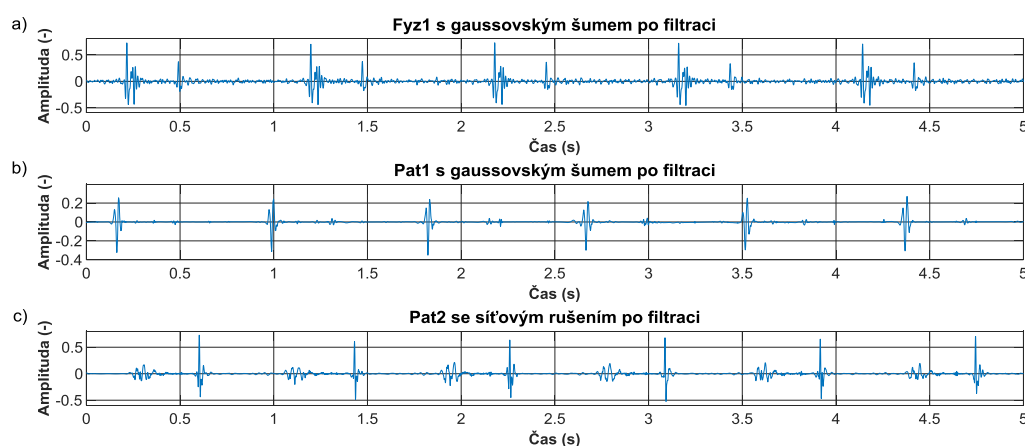
Tabulka 7: *Pat1 s Gaussovským šumem po vlnkové transformaci ($SNR_{vst} = -1,932$)*

Nastavení WT		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	8.106	0.017	39.373
db4	2	8.324	0.016	38.663
bior2.6	4	9.573	0.014	36.325
db4	4	9.943	0.013	34.062
bior2.6	6	10.088	0.013	34.282
db4	6	10.753	0.012	31.742
bior2.6	8	10.155	0.013	34.098
db4	8	10.972	0.012	30.781

Podobně jako v tabulce 6 i zde v tabulce 8 nejlepších výsledků dosáhla vlnka db4 se stupněm rozkladu 4 ve všech parametrech určených pro hodnocení kvality provedené filtrace.

Tabulka 8: *Pat2 se síťovým rušením po vlnkové transformaci ($SNR_{vst} = -0,808$)*

Nastavení WT 0,05		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	6.773	0.036	46.046
db4	2	6.819	0.036	45.736
bior2.6	4	8.100	0.031	45.330
db4	4	8.222	0.030	44.748
bior2.6	6	7.829	0.032	47.676
db4	6	7.903	0.031	47.514
bior2.6	8	7.823	0.032	47.717
db4	8	7.899	0.031	47.546



Obrázek 29: *Ukázka filtrovaných signálů, a) fyz1 po FIR filtraci s řádem filtru 70, b) pat1 po vlnkové transformaci (vlnka db4, stupeň rozkladu 8), c) pat2 po vlnkové transformaci (vlnka db4, stupeň rozkladu 4)*

V příloze II jsou k dispozici tabulky s výsledky testovaných fyz1, pat1 a pat2 signálů s vygenerovaným větším množstvím šumivé složky. Nejlepších výsledků bylo dosaženo FIR filtrem v první tabulce. Během testování bylo zjištěno, že vlnkovou transformaci je lepší použít na signály s větším množstvím šumivé složky, protože na rozdíl od FIR filtrace dokáže odstranit větší množství šumivé složky a nedojde k deformaci užitečné složky signálu, ke které by naopak mohlo dojít při uplatnění vlnkové transformace s větším stupněm rozkladu na méně zašuměný signál. V příloze III jsou k dispozici obrázky signálů s vygenerovanou šumivou složkou společně se spektry a spektrogramy.

8.3 Testování podle Bland-Altmana

Metoda podle Bland-Altmana je jedna z vyhodnocovacích statistických metod vhodná ke srovnání dvou měřících postupů. Na osu x se nanáší aritmetický průměr hodnot (v našem případě filtrovaný signál + referenční signál/2), které byly naměřeny ze stejného počtu vzorků jednou z filtračních metod a na osu y se nanáší rozdíl naměřených hodnot (v našem případě filtrovaný signál – referenční signál) [30].

Důležitým parametrem v Bland-Altmanově statistice je směrodatná odchylka (SD) a její dvě hodnoty $\pm 1.96 SD$, které vymezují interval spolehlivosti, v němž se očekává, že 95% výsledků bude ležet v tomto vymezeném intervalu.

Pro statistické vyhodnocení přesnosti filtračních metod ve srovnání s referenčním signálem byly použity následující parametry: přesnost (ACC), senzitivita (SE), pozitivní prediktivní hodnota (PPV) a parametr $F1$ představuje harmonický průměr mezi SE a PPV . Parametr TP je představitelem skutečně pozitivní hodnoty (z angl. True Positive) a vyjadřuje počet správně detekovaných vzorků v referenčním signálu. Parametr FN představuje falešně negativní hodnoty (z angl. False Negative) a vyjadřuje počet vzorků, které byly nesprávně detekovány a zároveň se v signálu nevyskytují. Parametr FP představuje falešně pozitivní hodnotu (z angl. False Positive) a vyjadřuje počet nesprávně označených vzorků, které jsou přítomny v referenčním signálu [29].

$$SE = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100 \quad (8.1)$$

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100 \quad (8.2)$$

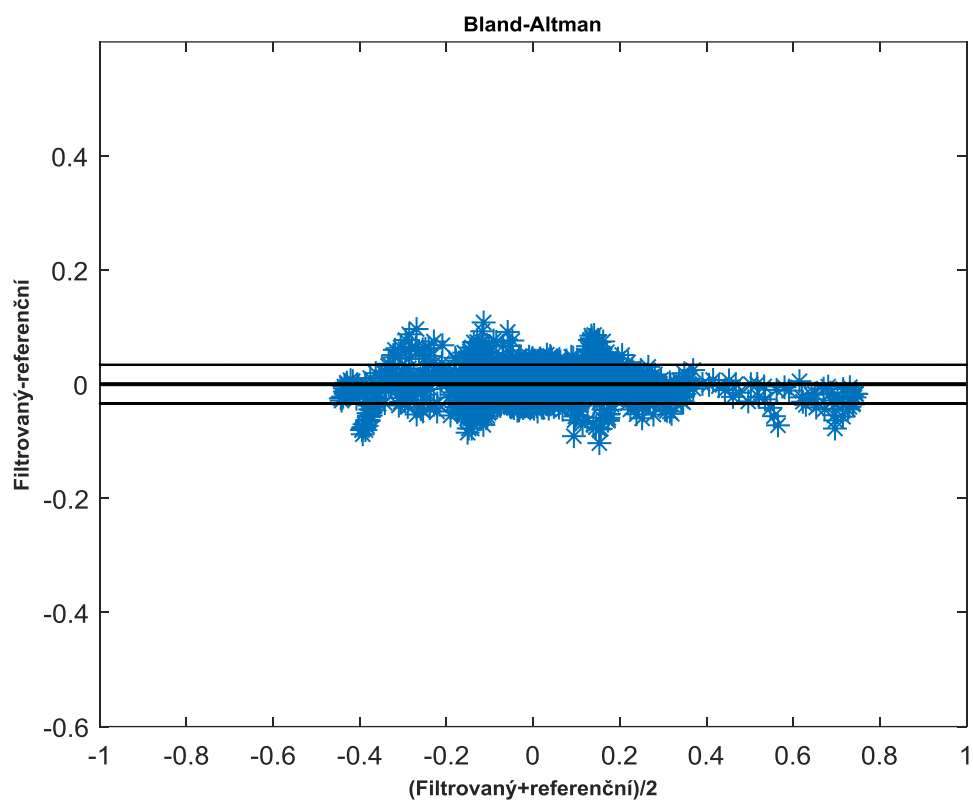
$$ACC = \frac{TP}{TP + FN + FP} \cdot 100 \quad (8.3)$$

$$F1 = 2 \cdot \frac{PPV \cdot SE}{PPV + SE} \cdot 100 = 2 \cdot \frac{2 \cdot TP}{2 \cdot TP + FN + FP} \cdot 100 \quad (8.4)$$

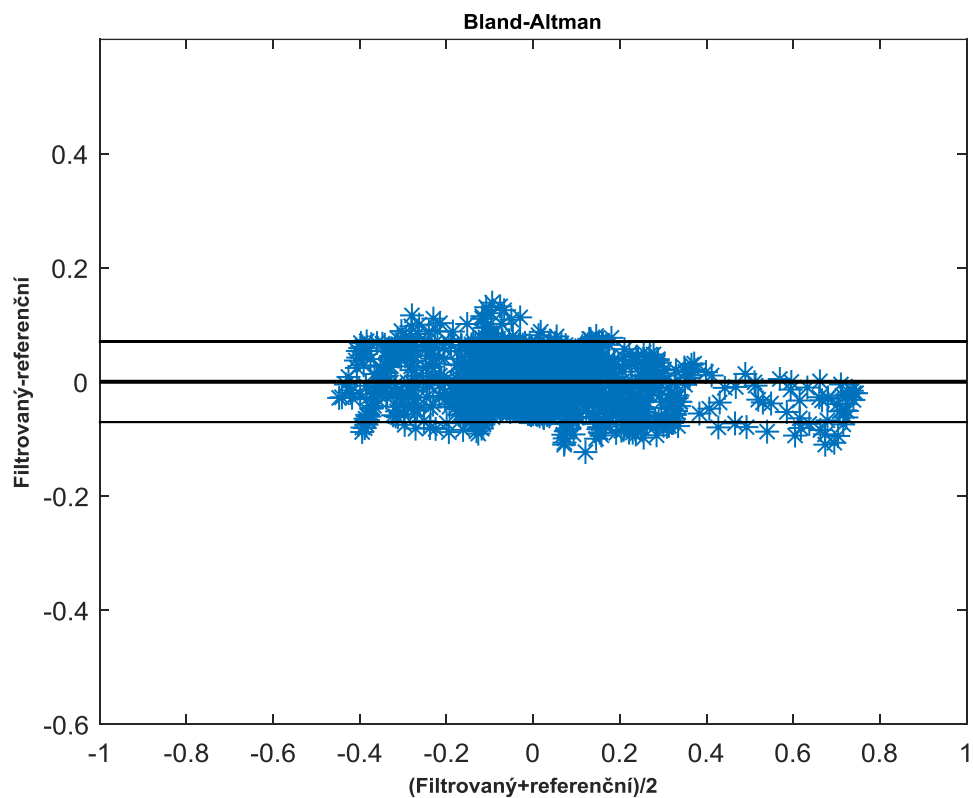
V tabulce 9 jsou zaznamenány statistické analýzy a výsledky Bland-Altmanovy statistiky. Pro testování byly vybrány signály, které dosahovaly nejlepších výsledků po provedené FIR filtraci a vlnkové transformaci. V tabulkách 1-8 je jejich řádek označen tučně. Většina parametrů dosahuje nad hranici 95% účinnosti a lze považovat měření za správné, naopak u pár signálů parametr ACC byl pod hranici 95% a lze říci, že na tyto signály jednotlivé metody nejsou dostačující. Z Bland-Altmanových grafů lze posoudit, že většina vzorků spadá do intervalu vymezený parametrem $\pm 1.96 SD$ a odchylka představující průměrnou hodnotu rozdílu mezi měřenými a odlehlými hodnotami je minimální.

Tabulka 9: *Statistické vyhodnocení podle Bland-Altmana*

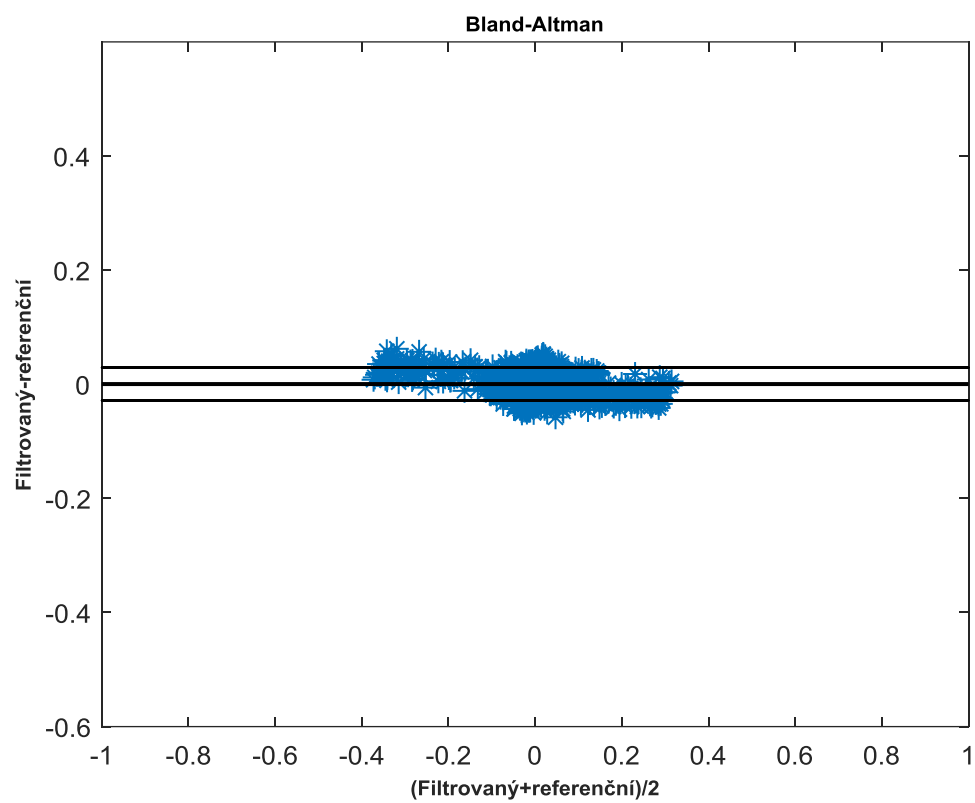
Typ signálu	TP	FP	FN	$\pm 1.96 SD$	ACC	SE	PPV	F1
Signál z tab. 1	9554	226	220	0.033	95.540	97.749	95.689	97.719
Signál z tab. 2	9869	54	77	0.071	98.690	99.226	99.456	99.341
Signál z tab. 3	9483	238	279	0.028	94.830	97.142	97.552	97.346
Signál z tab. 4	11783	113	105	0.073	98.183	99.117	99.050	99.083
Signál z tab. 5	9500	238	262	0.036	95.000	97.316	97.556	97.436
Signál z tab. 6	9616	294	261	0.058	94.450	97.311	96.981	97.146
Signál z tab. 7	9495	235	270	0.023	94.950	97.235	97.585	97.410
Signál z tab. 8	11214	391	396	0.059	93.442	96.589	96.631	96.610



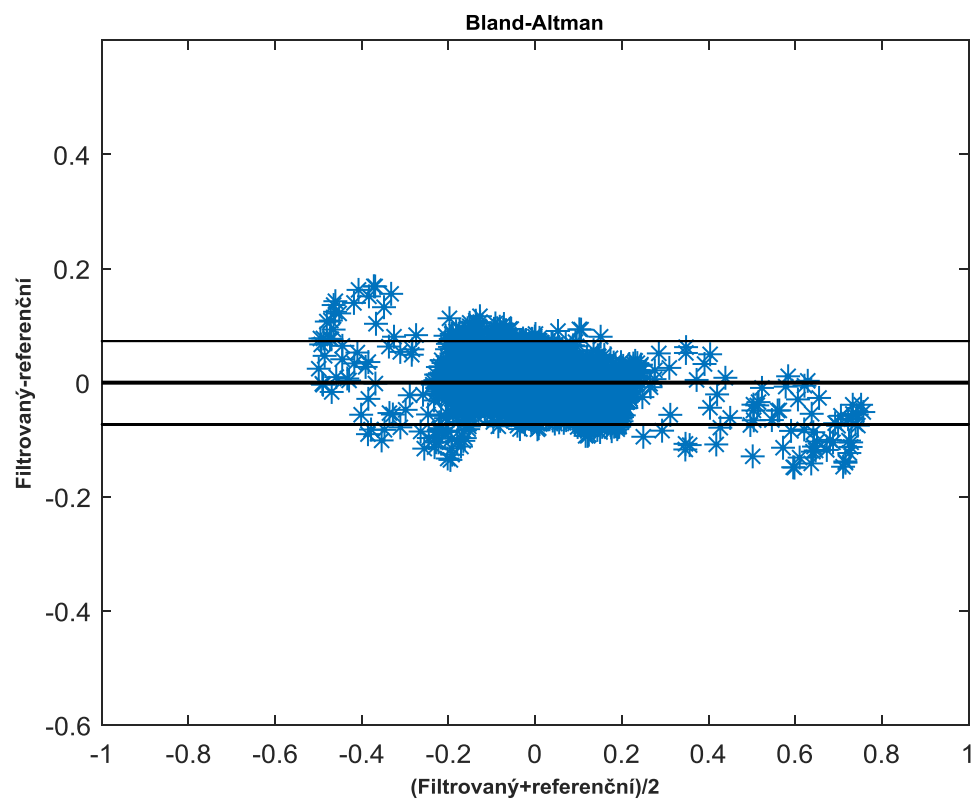
Obrázek 30: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 1*



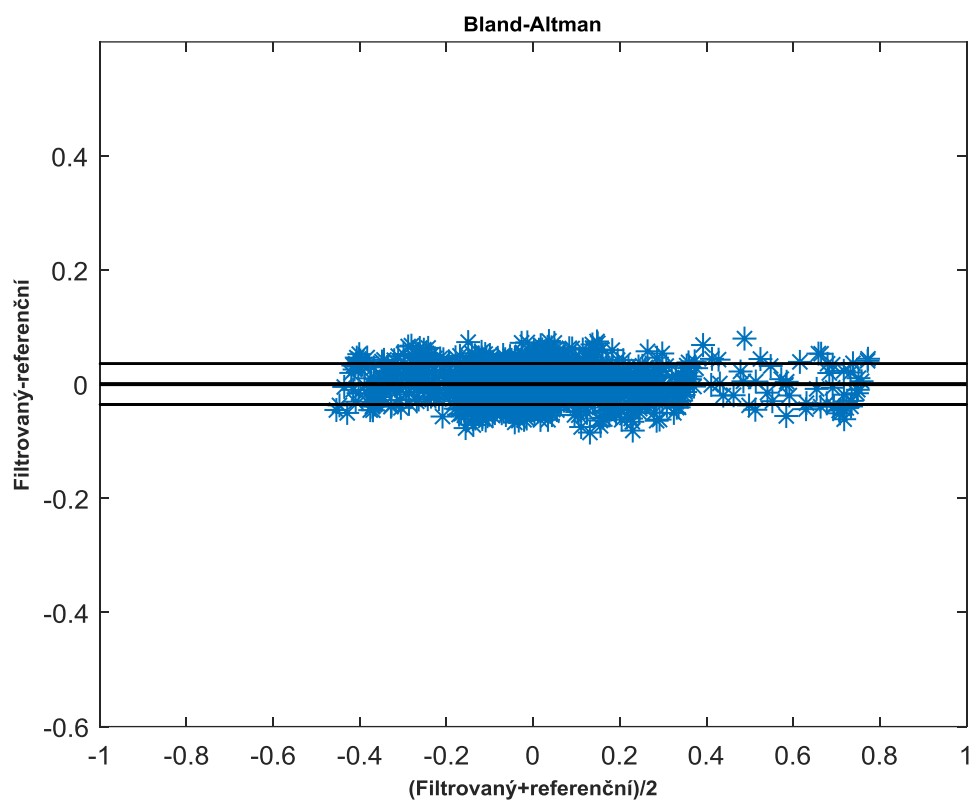
Obrázek 31: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 2*



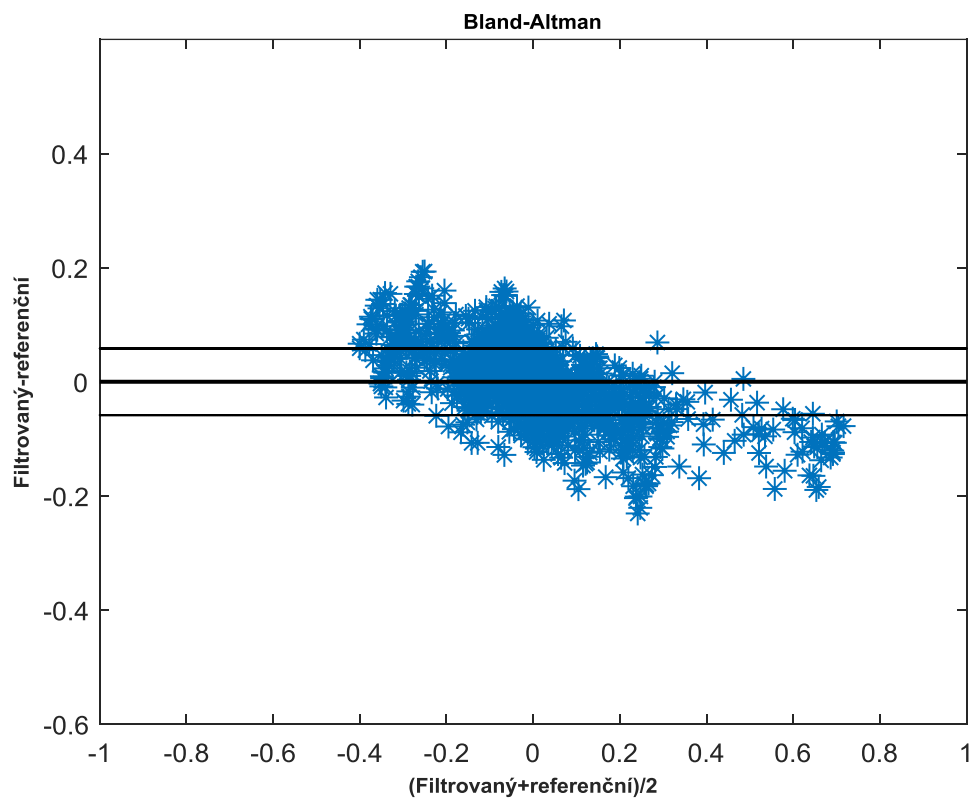
Obrázek 32: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 3*



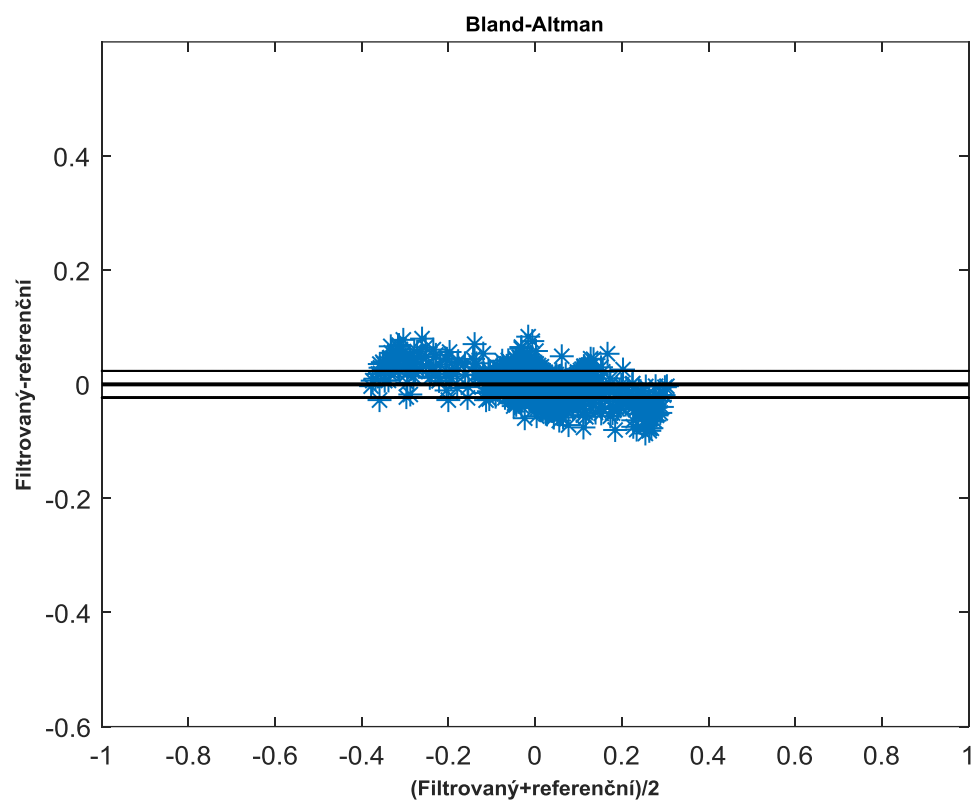
Obrázek 33: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 4*



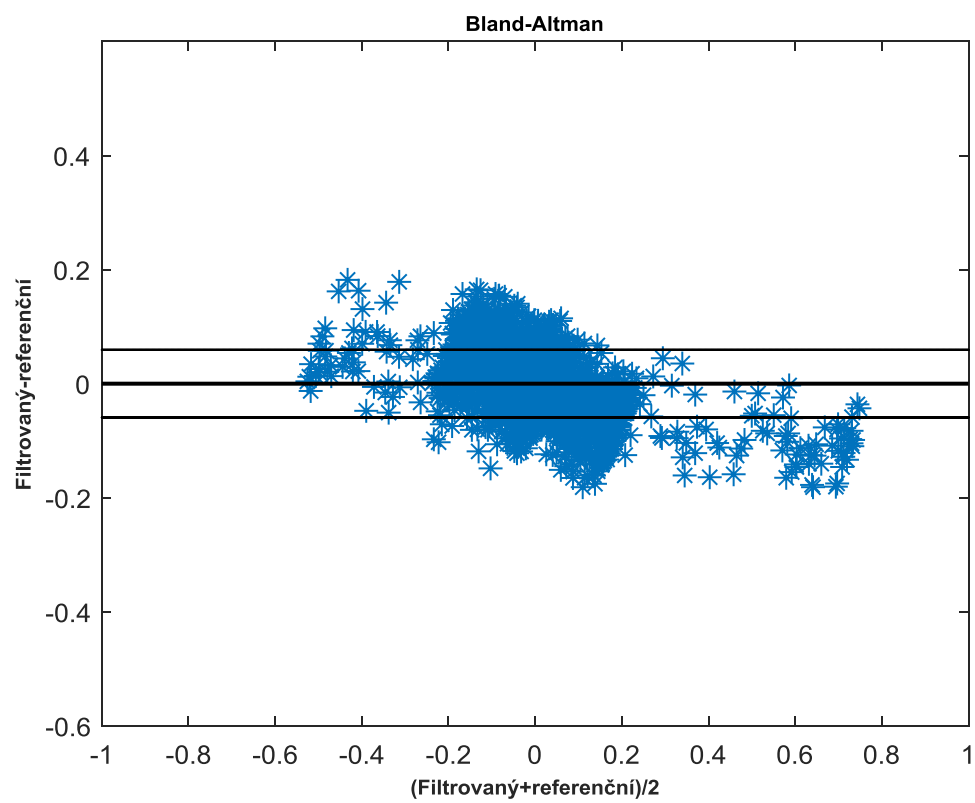
Obrázek 34: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 5*



Obrázek 35: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 6*



Obrázek 36: Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 7



Obrázek 37: Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 8

Závěr

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo vytvořit aplikaci pro zpracování a analýzu FKG signálu. V první části bakalářské práce byl proveden rozbor problematiky týkající se srdečních ozev, dále byly popsány přístroje k registraci zvukových projevů srdce. Na základě literární rešerše bylo možné v signálu provést lokalizaci S1 a S2. Následně se zabývá popisem metod pro filtraci a parametrů sloužících k ověření kvality provedené filtrace.

Aplikace nabízí na výběr z 52 reálných záznamů pocházejících z knihoven techmed a thinklabs. K signálu je možné vygenerovat šumivou složku v podobě Gaussovského šumu nebo síťového rušení a následně uplatnit filtry FIR a IIR typu pásmová a dolní propust, Savitzky-Golay filtr a filtraci pomocí vlnkové transformace. Vzhledem k vyšší vzorkovací frekvenci signálu bylo nezbytné provést převzorkování signálu před zobrazením spektra a spektrogramu a kromě toho byl také urychlen celkový chod aplikace. Ověření kvality provedené filtrace bylo provedeno pomocí parametru SNR, RMSE a PRD. Další možností jak ověřit filtraci je přehrání zvukového záznamu před a po filtraci. Součástí aplikace je okno zobrazující výpis základních informací o signálech a vyskakovací okno s obrázkem znázorňující poslechové místa daného signálu. Pro výpočet tepové frekvence je nezbytná detekce nejvyšších vrcholů v signálu, stanovení minimální vzdálenosti mezi jednotlivými vrcholy a určení minimální prahové hodnoty.

V další části této práce bylo provedeno testování na reálných záznamech. Pro testování byl vybrán jeden fyziologický signál a dva patologické signály převzorkované na 1000 Hz. K signálům byl vygenerován Gaussovský šum a síťové rušení s různou úrovní šumivé složky. U signálu proběhla filtrace FIR filtrem s pásmovou propustí od 10 do 120 Hz a řádem filtru 10, 30, 50, 70 a 100. U vlnkové transformace byly použity vlnky bior2.6 a db4 se stupněm rozkladu 2,4,6 a 8. U méně zašuměných signálů dosahovaly obě metody uspokojivých výsledků, naopak u signálů s větším obsahem šumivé složky vykazovaly filtry horší výsledky. Během testování bylo zjištěno, že při použití vlnkové transformace s větším stupněm rozkladu odstraníme větší množství šumivé složky u více zašuměných signálů než při použití FIR filtrace, která naopak dosáhla nejlepších výsledků u signálu s minimálním množstvím šumivé složky. V poslední části probíhalo testování podle Bland-Altmana a pro tuto metodu byly vybrány signály dosahující nejlepších výsledků v podobě SNR, RMSE a PRD. U většiny testovaných signálů byla úspěšnost větší než 95%, ale u některých signálů byl parametr ACC pod hranicí 95% a proto lze říci, že na tyto signály jednotlivé metody nejsou dostačující.

Použitá literatura

- [1] AHLSTRÖM, Christer. *Nonlinear phonocardiographic Signal Processing* [online]. Institutionen för medicinsk teknik, 2008 [cit. 2017-10-23]. ISBN 978-91-7393-947-8. Dostupné z: diva2:17719.
- [2] PECNÍKOVÁ, Michaela. *Detekce srdečních ozev ve fonokardiogramu*. Brno, 2014, 86 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Lukáš Smital.
- [3] AHLSTRÖM, Christer. *Processing of the Phonocardiographic Signal: methods for the intelligent stethoscope* [online]. Institutionen för medicinsk teknik, 2006 [cit. 2017-10-23]. ISBN 91-85523-59-3. Dostupné z: diva2:22548.
- [4] *3mcesko* [online]. [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: http://solutions.3mcesko.cz/wps/portal/3M/cs_CZ/Littmann/stethoscope/education/stethoscope-anatomy/
- [5] *Mediset* [online]. [cit. 2017-10-23]. Dostupné z: https://www.mediset.cz/eshop/img/littmann/www.mediset.cz-Littmann_3200.pdf
- [6] EMMANUEL, Babatunde S. *A review of signal processing techniques for heart sound analysis in clinical diagnosis* [online]. 2012 [cit. 2017-10-23]. DOI: 10.3109/03091902.2012.684831. ISSN 0309-1902. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/229089771>
- [7] DEBORAH, M. Danida, J. PRASAD, A. AAMINA a A. RENUGA DEVI. *Phonocardiogram Signal Processing Using LMS Adaptive Algorithm* [online]. 2016, 8 [cit. 2017-10-23]. ISSN 2348 – 537X. Dostupné z: <http://ijmas.com/upcomingissue/09.02.2016.pdf>
- [8] DEBBAL, S. M. a F BEREKSI-REGUIG. *Computerized heart sounds analysis* [online]. 2007 [cit. 2017-10-23]. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2007.09.006. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18037395>
- [9] SPIŠÁK, Jan, Martin IMRAMOVSKÝ a Marek PENHAKER. *Snímače a senzory v biomedicině*. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1607-4.
- [10] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje I*. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [11] *PHONOCARDIOGRAPHY* [online]. 11. 02. 2016, [cit. 2017-12-28]. Dostupné z: http://cdn.iiit.ac.in/cdn/enhanceedu.iiit.ac.in/wiki/images/PCG_BD.pdf
- [12] YUENYONG, Sumeth, Akinori NISHIHARA, Waree KONGPRAWETCHNON a Kanokvate TUNGPIMLRUT. *A framework for automatic heart sound analysis without segmentation* [online]. 2011 [cit. 2017-12-28]. DOI: 10.1186/1475-925X-10-13. Dostupné z: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-10-13>
- [13] L. HAMZA CHERIF, M. MOSTAFI a S. M. DEBBAL. *Digital filters in heart sound analysis* [online]. 30. 08. 2014 [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: <http://www.aascit.org/journal/ijcmr>

- [14] COSTA E SILVA, Nuno Miguel Tavares. *Phonocardiogram Noise Detection in Realistic Environments* [online]. 2012 [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/210290203_Phonocardiography_Signal_Processing
- [15] KOCOVARÁ, Lucie. *Vizualizace činnosti srdce z auskultace*. Brno, 2011, 58 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Jiří Sekora.
- [16] HLAVÁČOVÁ, Kristýna. *Detektor srdečních ozev*. Brno, 2017, 68 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Jiří Kozumplík.
- [17] HLOCH, Ondřej. *Interní propedeutika: Vyšetření srdce* [online]. [cit. 2018-02-17]. Dostupné z: <http://new.propedeutika.cz/?p=225>
- [18] 3mcesko [online]. [cit. 2019-03-01]. Dostupné z: https://www.3mcesko.cz/3M/cs_CZ/littmann-ctl/education/how-to-choose/anatomy/
- [19] VŠETULA, Petr. *Měření a analýza fonokardiografického signálu*. Brno, 2008, 50 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Radim Kolář.
- [20] GILL, D., N. GAVRILI a N. INTRATOR. *Detection and identification of heart sounds using homomorphic envelopment and self-organizing probabilistic model*. *Computers in Cardiology* [online]. 2005 [cit. 2018-02-23]. DOI: <http://www.cinc.org/archives/2005/pdf/0957.pdf>. Dostupné z: <http://www.cinc.org/archives/2005/pdf/0957.pdf>
- [21] NĚMCOVÁ, Simona. *Zpracování signálu srdečních ozev*. Brno, 2014, 58 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Vlastimil Vondra.
- [22] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. vyd. Brno: Vutium, 2002, 428 s. ISBN 80-214-1558-4.
- [23] DOLEŽEL, Jiří. *Jednoduchý vlnkový filtr EKG signálů*. Brno, 2014, 41 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Lukáš Smítal.
- [24] PRESS, W. H., S. A. TEUKOLSKY a W. T. VETTERLING. *Numerical Recipes in C - The Art of Scientific Computing Second Edition*. Cambridge University Press, 1992. ISBN 0-521-43108-5.
- [25] BENEŠ, Ondřej. *Zpracování a vizualizace hmotnostních spekter*. Brno, 2014. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Martínek Tomáš.
- [26] ŠAJNOVÁ, Lucie. *Využití adaptivního neuro-fuzzy inferenčního systému ve zpracování plodového EKG*. Ostrava, 2018. Diplomová práce. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava Fakulta elektrotechniky a informatiky Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Jaromír Konečný.

- [27] MARTINEK, Radek. *The Use of complex adaptive methods of signal processing for refining the diagnostic quality of the abdominal fetal cardiogram*. Ostrava, 2014. Disertační práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Jan Žídek.
- [28] ŠKUTOVÁ, Hana. *Extrakce plodového elektrokarogramu metodami soft computingu*. Ostrava, 2016. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Radek Martinek.
- [29] PUČAN, Tomáš. *Techniky zpracování plodové fonokardiografie*. Ostrava, 2018. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Radek Martinek.
- [30] ŠOJDR, Václav. *Srovnání dvou metod stanovení vitamínu D v krevním séru*. Olomouc, 2014. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci - Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce RNDr. Martin Novák.

Příloha I

Příloha na DVD obsahuje praktickou část práce vytvořenou v grafickém interaktivním prostředí (GUI), která je součástí softwaru MATLAB. DVD obsahuje také textovou část práce v elektronické podobě.

Příloha II

V této příloze jsou obsaženy další výsledky testování signálů fyz1, pat1 a pat2. Testování probíhalo stejným způsobem jako v kapitole 8 s tím rozdílem, že k jednotlivým signálům bylo vygenerováno větší množství šumivé složky.

Tabulka 10: *Fyz1 s Gaussovským šumem -20 dBW po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -4,198$)*

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{vstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	3.727	0.052	63.887
10-120	30	5.112	0.044	57.745
10-120	50	4.986	0.045	57.062
10-120	70	4.907	0.045	57.242
10-120	100	4.731	0.046	58.919

Tabulka 11: *Fyz1 s Gaussovským šumem -15 dBW po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -7,724$)*

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{vstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	-1.328	0.141	110.319
10-120	30	0.355	0.076	98.832
10-120	50	0.299	0.077	98.597
10-120	70	0.044	0.079	99.413
10-120	100	0.133	0.078	98.001

Tabulka 12: *Fyz1 s Gaussovským šumem -10 dBW po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -12,189$)*

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{vstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	-6.309	0.165	201.714
10-120	30	-4.486	0.133	172.978
10-120	50	-4.982	0.141	182.184
10-120	70	-5.029	0.142	183.262
10-120	100	-5.148	0.144	187.014

Tabulka 13: *Pat1 s Gaussovským šumem -20 dBW po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -8,136$)*

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	-1.759	0.052	118.127
10-120	30	-0.255	0.044	107.530
10-120	50	-0.412	0.044	109.026
10-120	70	-0.642	0.046	108.980
10-120	100	-0.438	0.045	105.362

Tabulka 14: *Pat1 s Gaussovským šumem -15 dBW po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -12,803$)*

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	-6.687	0.143	131.449
10-120	30	-5.222	0.077	192.381
10-120	50	-5.628	0.081	193.547
10-120	70	-5.506	0.080	185.477
10-120	100	-5.582	0.081	191.246

Tabulka 15: *Pat1 s Gaussovským šumem -10 dBW po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -17,583$)*

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	-11.686	0.163	379.666
10-120	30	-10.187	0.137	357.573
10-120	50	-10.181	0.137	313.582
10-120	70	-10.407	0.140	341.141
10-120	100	-10.545	0.143	324.819

Tabulka 16: Fyz1 s Gaussovským šumem -20 dBW po WT filtraci ($SNR_{vstup} = -4,198$)

Nastavení WT		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	3.662	0.052	66.758
db4	2	3.594	0.053	67.302
bior2.6	4	5.153	0.044	67.066
db4	4	5.359	0.043	63.130
bior2.6	6	5.715	0.041	64.323
db4	6	5.937	0.040	60.894
bior2.6	8	6.062	0.040	60.323
db4	8	6.466	0.038	58.789

Tabulka 17: Fyz1 s Gaussovským šumem -15 dBW po WT filtraci ($SNR_{vstup} = -7,724$)

Nastavení WT		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	-1.232	0.092	119.779
db4	2	-0.827	0.088	111.051
bior2.6	4	2.120	0.062	101.308
db4	4	1.774	0.065	107.361
bior2.6	6	3.153	0.055	96.642
db4	6	3.130	0.056	95.884
bior2.6	8	3.407	0.054	95.826
db4	8	3.713	0.052	88.635

Tabulka 18: *Fyz1 s Gaussovským šumem -10 dBW po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -12,189$)*

Nastavení WT		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	-5.908	0.157	202.677
db4	2	-5.872	0.157	196.272
bior2.6	4	-2.021	0.101	209.873
db4	4	-1.874	0.099	183.274
bior2.6	6	0.191	0.078	194.074
db4	6	0.269	0.077	183.347
bior2.6	8	1.190	0.069	160.897
db4	8	1.316	0.068	157.701

Tabulka 19: *Pat1 s Gaussovským šumem -20 dBW po WT filtraci ($SNR_{vstup} = -8,136$)*

Nastavení WT		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	-1.524	0.051	119.258
db4	2	-1.639	0.051	121.849
bior2.6	4	2.029	0.034	96.395
db4	4	2.055	0.033	97.079
bior2.6	6	4.137	0.026	82.080
db4	6	4.270	0.026	78.846
bior2.6	8	4.473	0.025	75.240
db4	8	4.640	0.025	77.536

Tabulka 20: *Pat1 s Gaussovským šumem -15 dBW po WT filtraci ($SNR_{vstup} = -12,803$)*

Nastavení WT		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	-6.289	0.087	205.920
db4	2	-6.540	0.090	219.876
bior2.6	4	-2.123	0.054	171.782
db4	4	-1.874	0.099	183.274
bior2.6	6	0.497	0.040	175.920
db4	6	1.091	0.037	130.302
bior2.6	8	1.373	0.036	127.640
db4	8	1.915	0.034	123.965

Tabulka 21: *Pat1 s Gaussovským šumem -10 dBW po WT filtraci ($SNR_{vstup} = -17,583$)*

Nastavení WT		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	-11.635	0.162	390.197
db4	2	-11.293	0.156	368.315
bior2.6	4	-6.436	0.089	436.735
db4	4	-6.355	0.088	416.113
bior2.6	6	-2.601	0.057	266.488
db4	6	-2.110	0.054	264.293
bior2.6	8	-2.423	0.056	633.440
db4	8	-1.550	0.051	540.594

Tabulka 22: Fyz1 se síťovým rušením (amplituda 0,7 a frekvence 50 Hz) po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -15,948$)

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	-16.383	0.525	607.513
10-120	30	-15.613	0.481	585.029
10-120	50	-15.846	0.494	589.485
10-120	70	-15.914	0.498	588.177
10-120	100	-15.881	0.496	585.273

Tabulka 23 Fyz1 se síťovým rušením (amplituda 0,3 a frekvence 50 Hz) po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -9,014$)

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	-9.031	0.225	271.158
10-120	30	-8.263	0.206	261.299
10-120	50	-8.495	0.212	263.129
10-120	70	-8.562	0.213	262.400
10-120	100	-8.528	0.213	261.034

Tabulka 24: Fyz1 se síťovým rušením (amplituda 0,15 a frekvence 50 Hz) po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -4,330$)

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	-3.035	0.113	138.120
10-120	30	-2.278	0.104	133.298
10-120	50	-2.503	0.106	134.106
10-120	70	-2.568	0.107	133.668
10-120	100	-2.534	0.107	132.947

Tabulka 25: *Pat2 se síťovým rušením (amplituda 0,7 a frekvence 50 Hz) po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -16,169$)*

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	-16.577	0.525	669.366
10-120	30	-15.811	0.481	655.035
10-120	50	-16.044	0.494	656.053
10-120	70	-16.111	0.498	650.703
10-120	100	-16.078	0.496	645.569

Tabulka 26: *Pat2 se síťovým rušením (amplituda 0,3 a frekvence 50 Hz) po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -9,249$)*

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	-9.227	0.225	288.148
10-120	30	-8.469	0.206	282.301
10-120	50	-8.698	0.212	282.614
10-120	70	-8.764	0.214	280.249
10-120	100	-8.731	0.213	278.033

Tabulka 27: *Pat2 se síťovým rušením (amplituda 0,15 a frekvence 50 Hz) po FIR filtraci ($SNR_{vstup} = -4,549$)*

Nastavení FIR filtru		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Pásmo (Hz)	Řád filtru	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
10-120	10	-3.237	0.113	144.781
10-120	30	-2.511	0.104	142.370
10-120	50	-2.729	0.107	142.337
10-120	70	-2.791	0.107	141.072
10-120	100	-2.759	0.107	139.966

Tabulka 28: *Fyz1 se síťovým rušením (amplituda 0,7 a frekvence 50 Hz) po vlnkové transformaci ($SNR_{vstup} = -15,948$)*

Nastavení WT		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	-15.884	0.496	589.576
db4	2	-15.861	0.494	585.072
bior2.6	4	0.445	0.076	248.757
db4	4	0.349	0.076	244.817
bior2.6	6	0.450	0.076	305.548
db4	6	0.497	0.075	307.503
bior2.6	8	0.450	0.076	305.776
db4	8	0.496	0.075	308.104

Tabulka 29: *Fyz1 se síťovým rušením (amplituda 0,3 a frekvence 50 Hz) po vlnkové transformaci ($SNR_{vstup} = -9,014$)*

Nastavení WT		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	-8.529	0.213	261.381
db4	2	-8.504	0.212	259.547
bior2.6	4	1.458	0.067	170.233
db4	4	1.411	0.068	169.851
bior2.6	6	1.345	0.068	188.982
db4	6	1.253	0.069	198.084
bior2.6	8	1.344	0.068	189.060
db4	8	1.251	0.069	198.356

Tabulka 30: *Fyz1 se síťovým rušením (amplituda 0,15 a frekvence 50 Hz) po vlnkové transformaci ($SNR_{vstup} = -4,330$)*

Nastavení WT		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	-2.514	0.106	132.235
db4	2	-2.487	0.106	131.588
bior2.6	4	5.056	0.044	73.475
db4	4	3.518	0.053	98.653
bior2.6	6	4.783	0.046	78.424
db4	6	3.209	0.055	109.094
bior2.6	8	4.782	0.046	78.444
db4	8	3.206	0.055	109.191

Tabulka 31: *Pat2 se síťovým rušením (amplituda 0,7 a frekvence 50 Hz) po vlnkové transformaci ($SNR_{vstup} = -16,129$)*

Nastavení WT		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	-16.079	0.496	648.627
db4	2	-16.057	0.495	641.593
bior2.6	4	1.313	0.067	164.655
db4	4	0.924	0.070	179.930
bior2.6	6	1.384	0.066	175.916
db4	6	1.141	0.068	202.625
bior2.6	8	1.382	0.066	176.035
db4	8	1.142	0.068	202.694

Tabulka 32: *Pat2 se síťovým rušením (amplituda 0,3 a frekvence 50 Hz) po vlnkové transformaci ($SNR_{vstup} = -9,249$)*

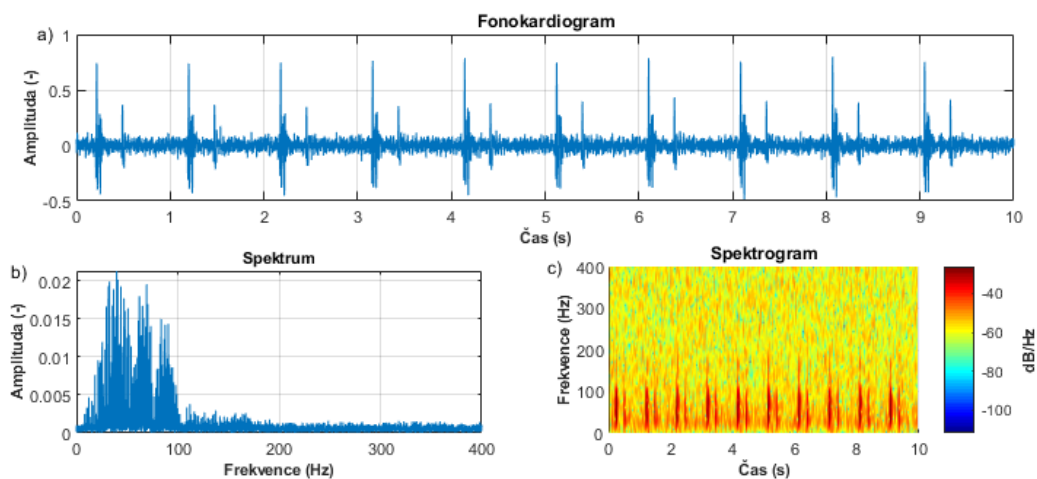
Nastavení WT		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	-8.727	0.213	276.815
db4	2	-8.702	0.212	274.264
bior2.6	4	2.371	0.059	124.821
db4	4	2.146	0.061	132.016
bior2.6	6	2.325	0.060	130.555
db4	6	2.092	0.061	142.478
bior2.6	8	2.324	0.060	130.633
db4	8	2.092	0.061	142.536

Tabulka 33: *Pat2 se síťovým rušením (amplituda 0,15 a frekvence 50 Hz) po vlnkové transformaci ($SNR_{vstup} = -4,549$)*

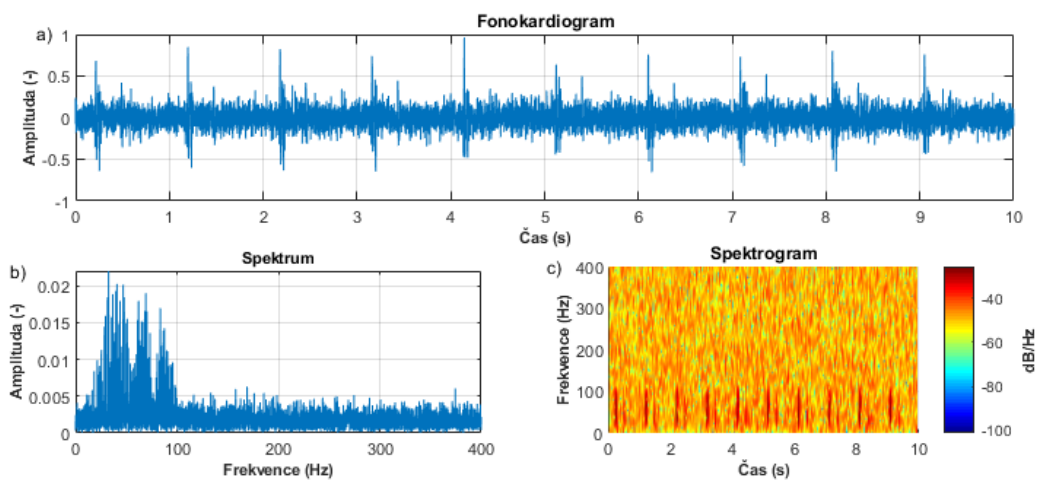
Nastavení WT		Parametry pro hodnocení kvality filtrace		
Typ vlnky	Rozklad	$SNR_{výstup}(dB)$	RMSE (-)	PRD (%)
bior2.6	2	-2.719	0.106	137.921
db4	2	-2.687	0.106	136.813
bior2.6	4	3.987	0.049	87.505
db4	4	3.600	0.051	94.712
bior2.6	6	3.890	0.050	90.862
db4	6	3.522	0.052	98.738
bior2.6	8	3.888	0.050	90.912
db4	8	3.521	0.052	98.778

Příloha III

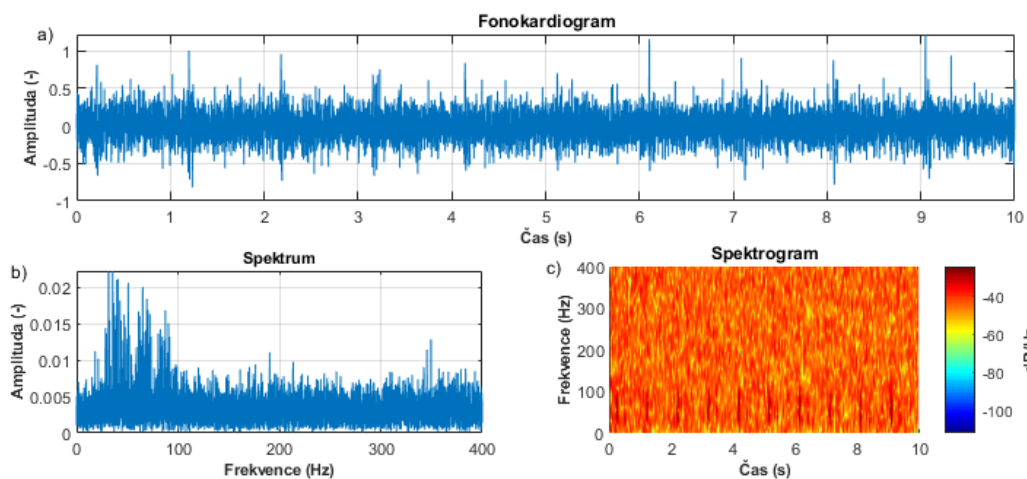
V této příloze jsou zaznamenány obrázky všech testovaných signálů s vygenerovanou šumivou složkou v podobě síťového rušení nebo Gaussovského šumu.



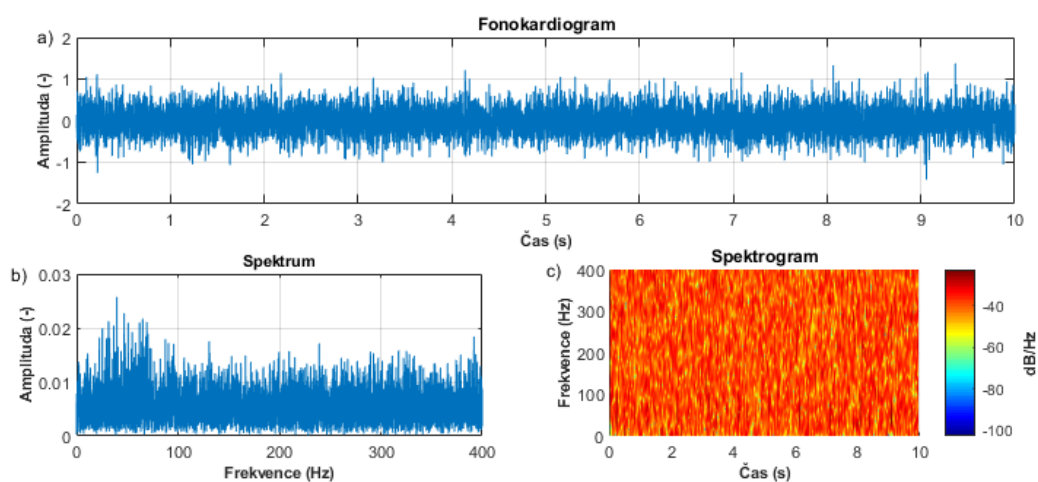
Obrázek 38: *Fyz1* s Gaussovským šumem – 30 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



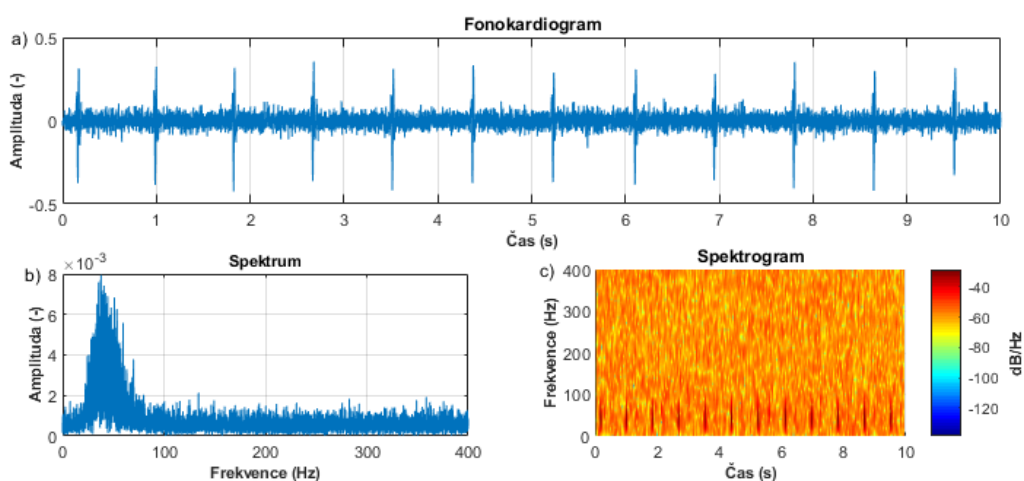
Obrázek 39: *Fyz1* s Gaussovským šumem – 20 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



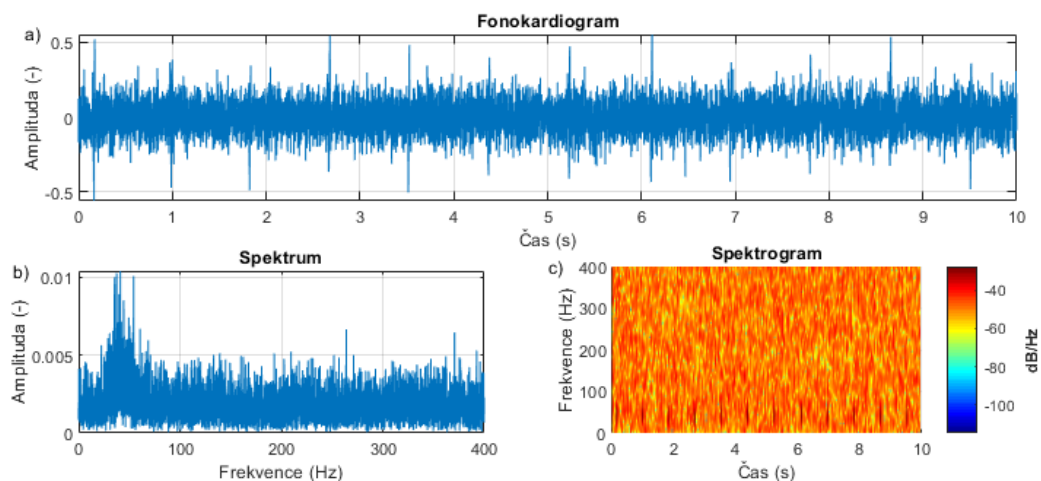
Obrázek 42: Fyz1 s Gaussovským šumem – 15 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



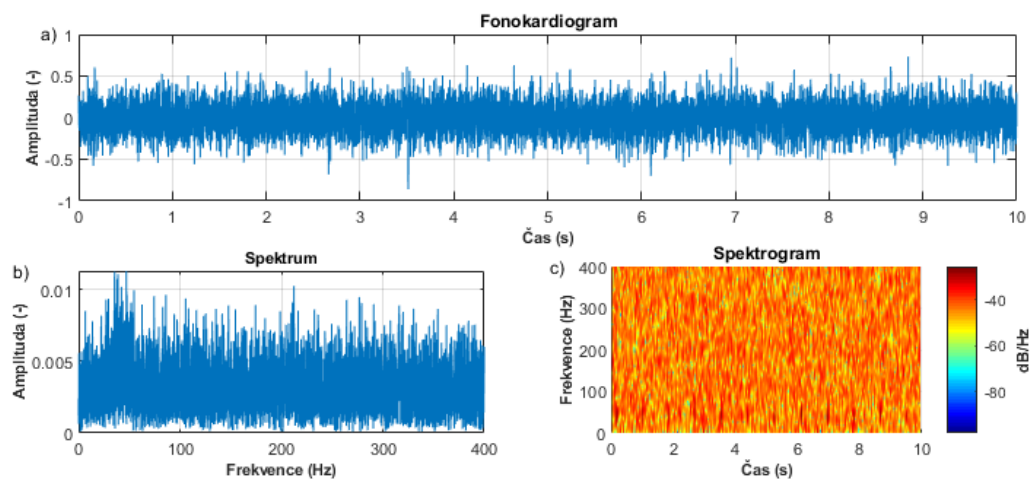
Obrázek 40: Fyz1 s Gaussovským šumem – 10 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



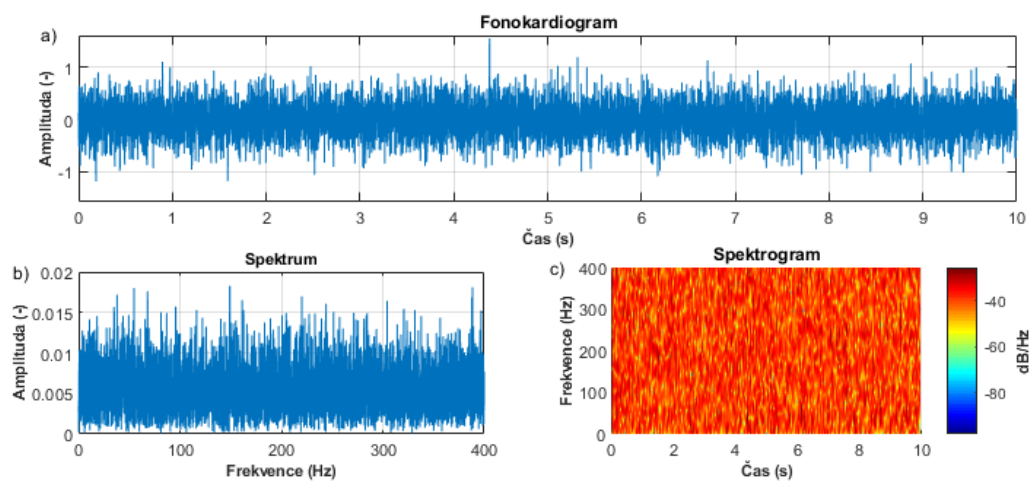
Obrázek 41: Pat1 s Gaussovským šumem – 30 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



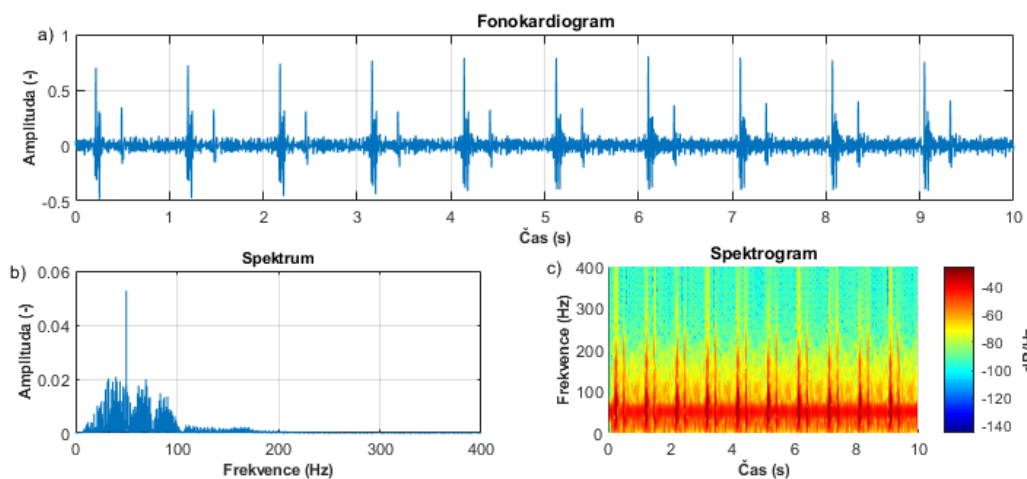
Obrázek 43: *Pat1* s Gaussovským šumem – 20 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



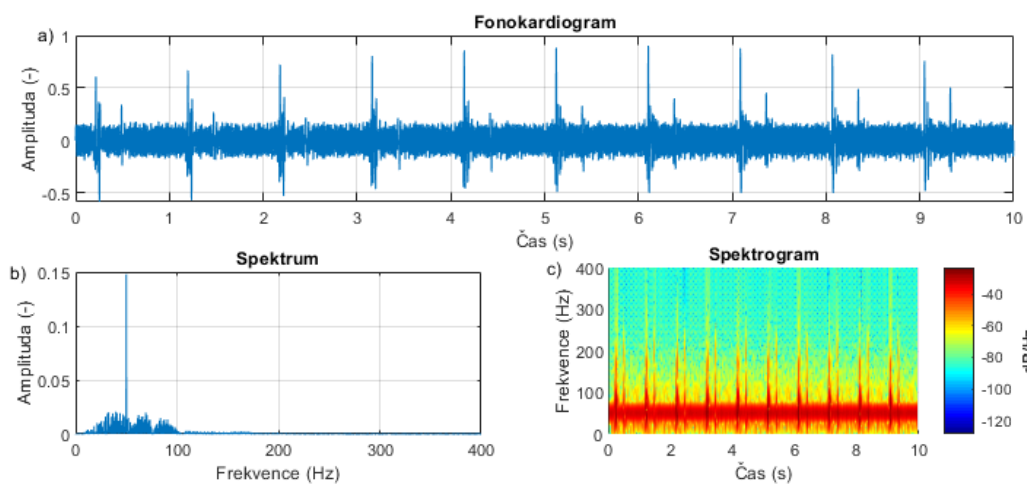
Obrázek 44: *Pat1* s Gaussovským šumem – 15 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



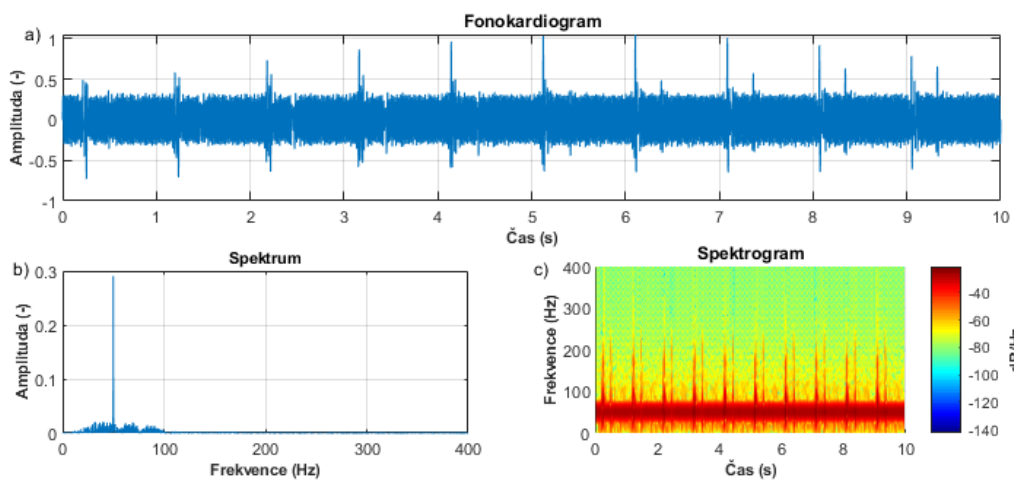
Obrázek 45: *Pat1* s Gaussovským šumem – 10 dBW a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



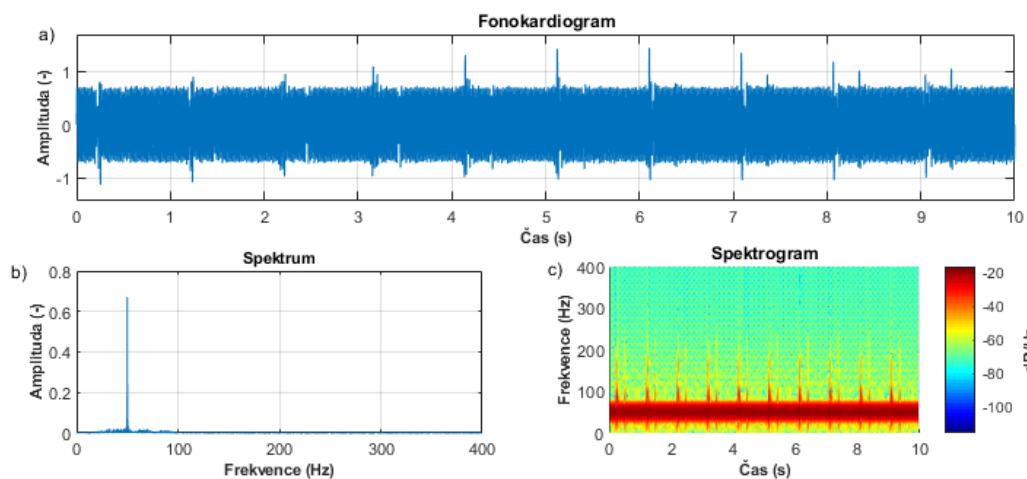
Obrázek 46: Fyz1 se síťovým rušením (amp. 0.05) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



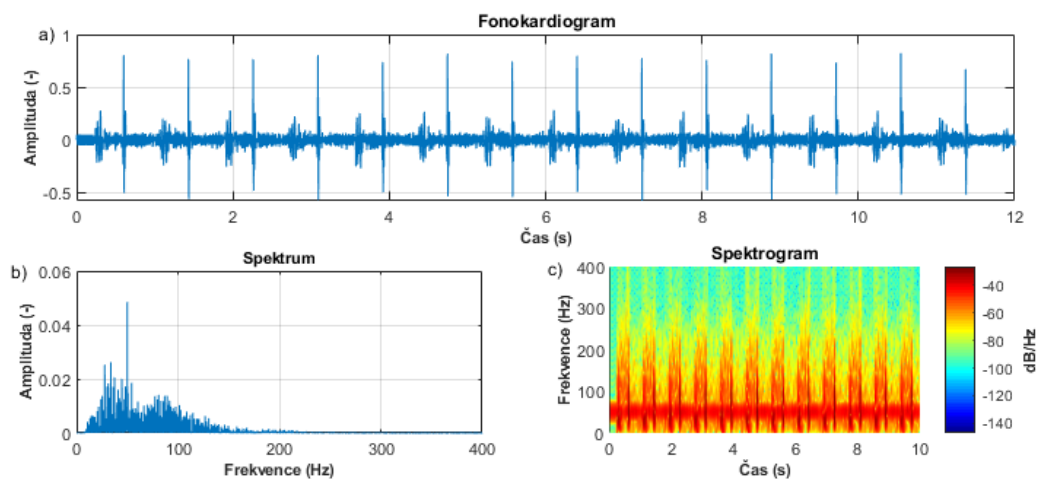
Obrázek 47: Fyz1 se síťovým rušením (amp. 0.15) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



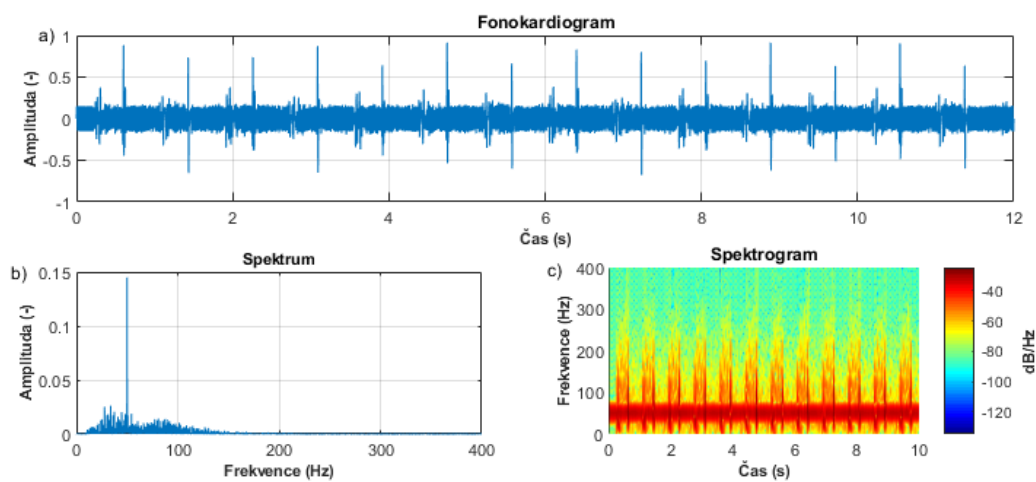
Obrázek 48: Fyz1 se síťovým rušením (amp. 0.3) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



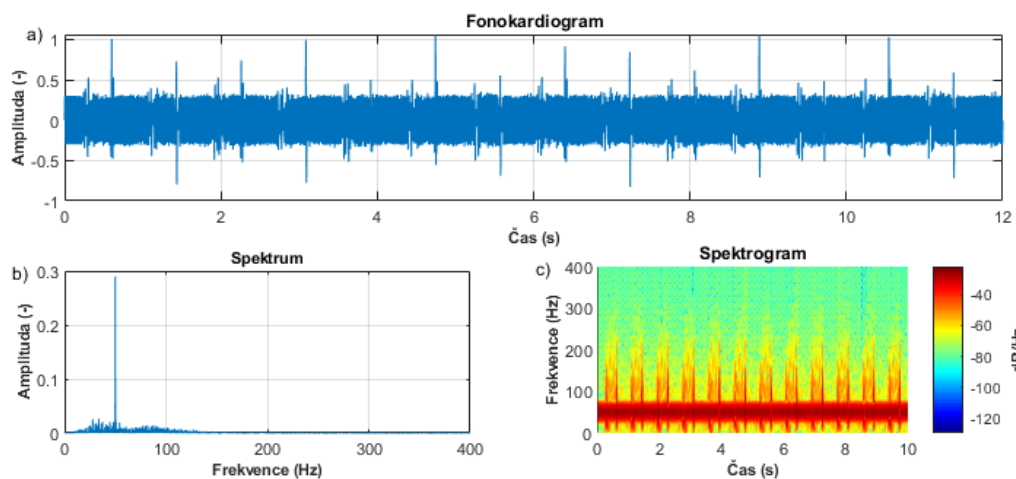
Obrázek 49: *Fyz1* se síťovým rušením (amp. 0.7) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



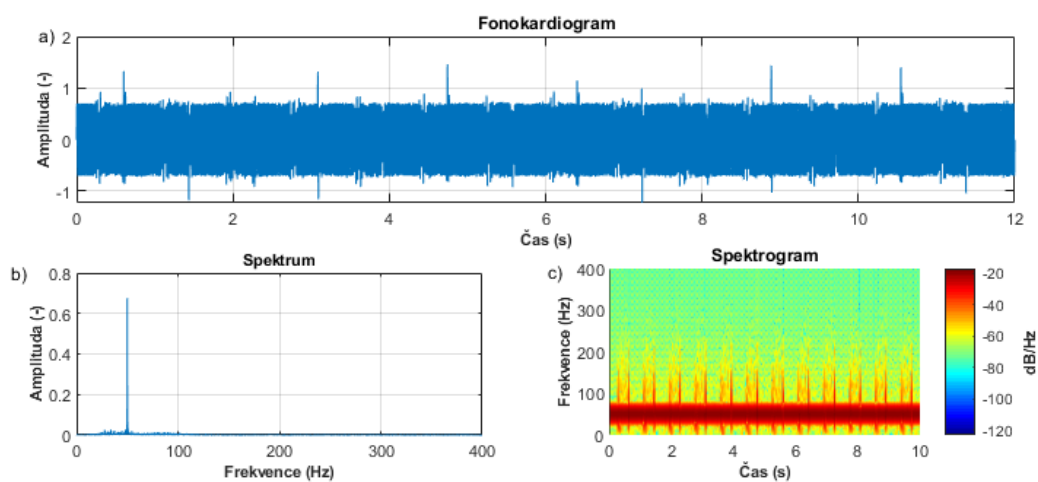
Obrázek 50: *Pat2* se síťovým rušením (amp. 0.05) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



Obrázek 51: *Pat2* se síťovým rušením (amp. 0.15) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



Obrázek 52: Pat2 se síťovým rušením (amp. 0.3) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram



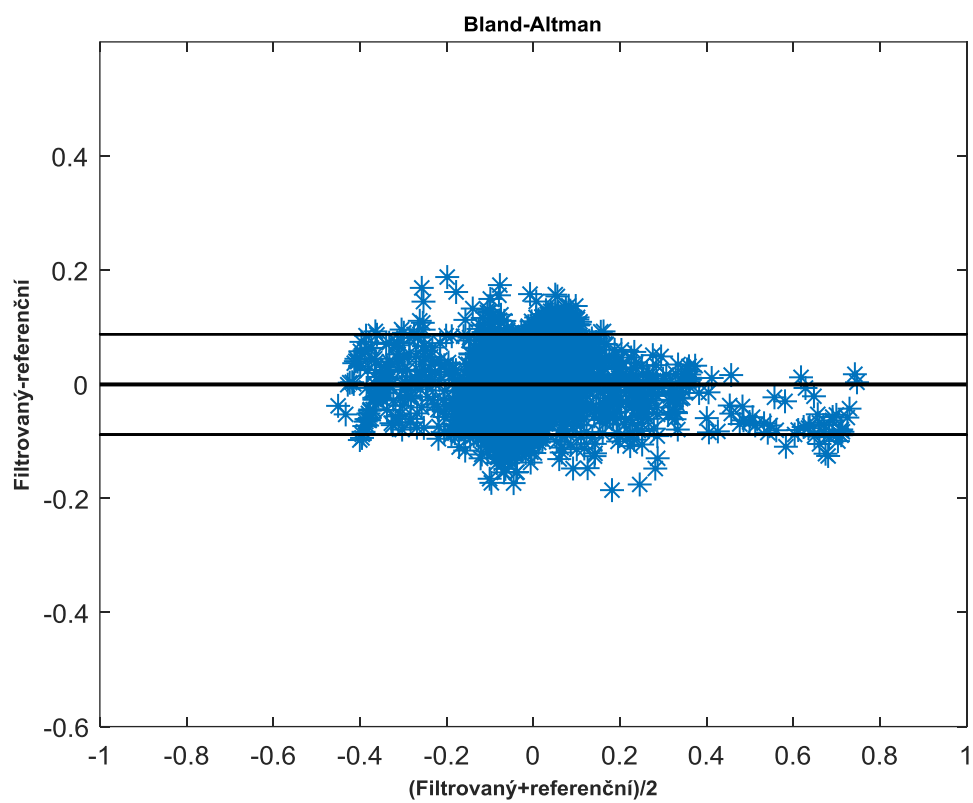
Obrázek 53: Pat2 se síťovým rušením (amp. 0.7) a) fonokardiogram, b) spektrum, c) spektrogram

Příloha IV

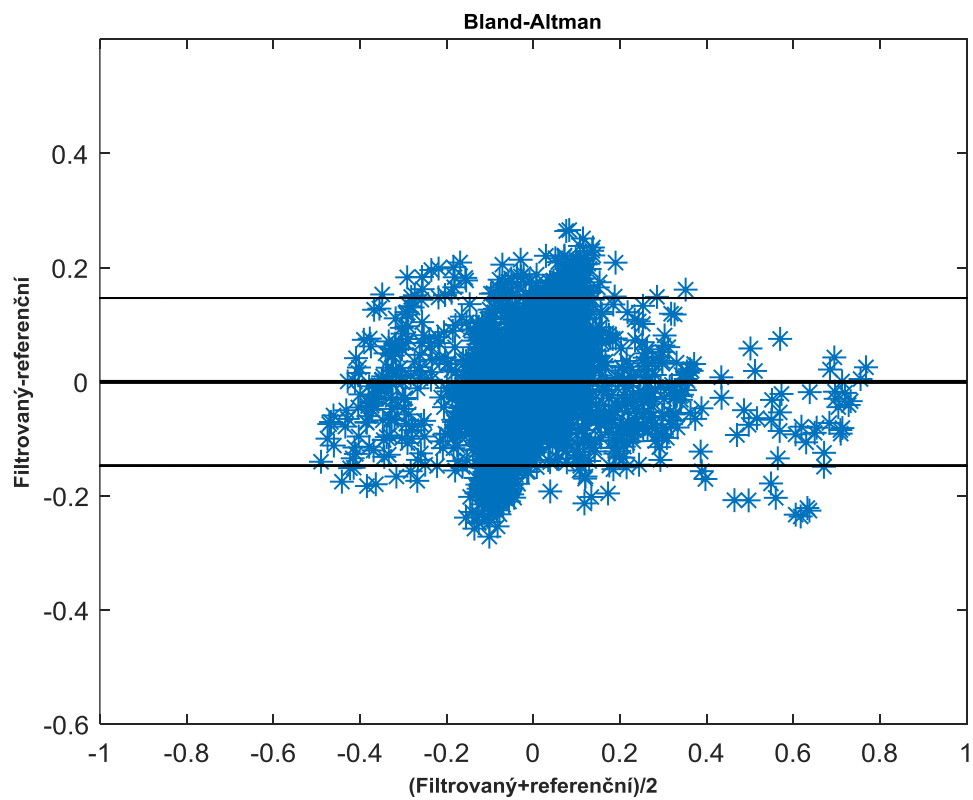
V této příloze jsou obsaženy grafy a tabulka vycházející z Bland-Altmanovy metody. Testovány byly signály s větším obsahem šumivé složky. U signálů z tabulek 21-26 nedošlo po použití filtrační metody téměř k žádnému odstranění šumivé složky a proto v těchto řádcích nejsou výsledky. Dále v této příloze jsou grafy pro každý signál z tabulky.

Tabulka 34: *Statistické vyhodnocení podle Bland-Altmana*

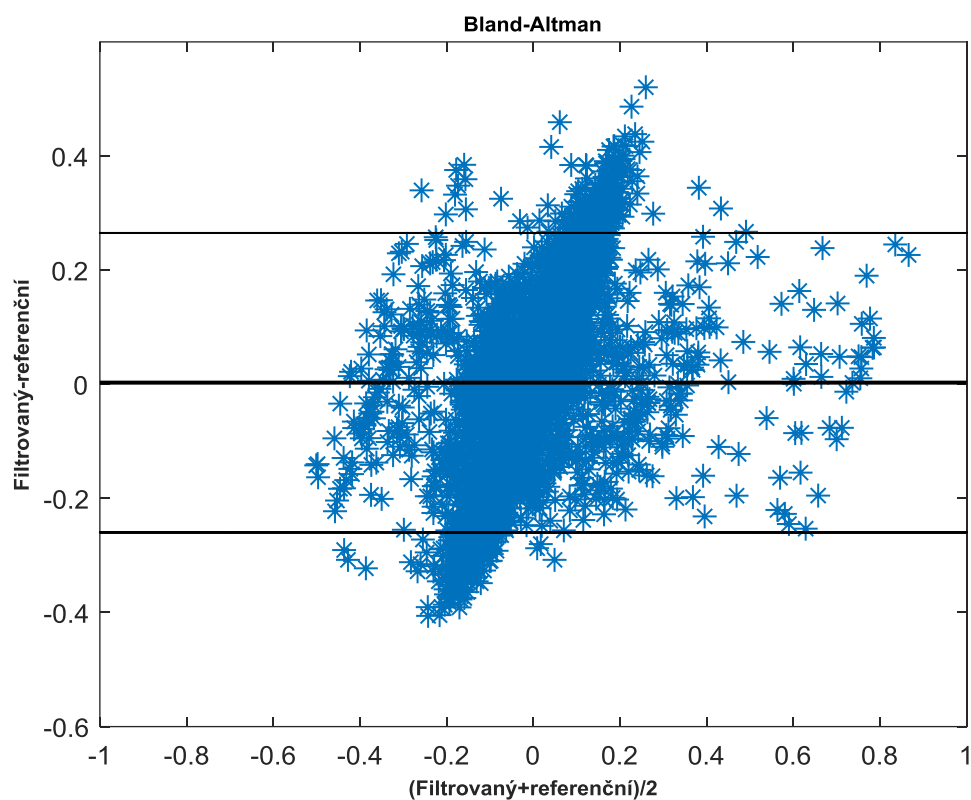
Typ signálu	TP	FP	FN	± 1.96 SD	ACC	SE	PPV	F1
Signál z tab. 9	9498	266	236	0.084	94.980	97.576	97.276	97.425
Signál z tab. 10	9518	254	228	0.149	95.180	97.661	97.401	97.530
Signál z tab. 11	9516	244	240	0.271	95.160	97.540	97.500	97.520
Signál z tab. 12	9492	244	264	0.086	94.920	97.294	97.494	97.394
Signál z tab. 13	9503	237	260	0.149	95.030	97.337	97.567	97.452
Signál z tab. 14	9528	228	244	0.274	95.280	97.503	97.663	97.583
Signál z tab. 15	9465	286	249	0.074	94.650	97.437	97.067	97.251
Signál z tab. 16	9471	281	248	0.097	94.710	97.448	97.119	97.283
Signál z tab. 17	9472	262	268	0.142	94.700	97.248	97.308	97.278
Signál z tab. 18	9583	204	213	0.046	95.830	97.826	97.916	97.871
Signál z tab. 19	9643	173	184	0.075	96.430	98.128	98.238	98.183
Signál z tab. 20	9584	189	227	0.093	95.840	97.686	97.066	97.876
Signál z tab. 21	10000	-	-	-	-	-	-	-
Signál z tab. 22	10000	-	-	-	-	-	-	-
Signál z tab. 23	9994	-	-	-	-	-	-	-
Signál z tab. 24	12001	-	-	-	-	-	-	-
Signál z tab. 25	12001	-	-	-	-	-	-	-
Signál z tab. 26	11975	-	-	-	-	-	-	-
Signál z tab. 27	9514	240	246	0.147	95.140	97.480	97.539	97.509
Signál z tab. 28	9503	247	250	0.133	95.030	97.437	97.467	97.452
Signál z tab. 29	9437	280	283	0.087	94.370	97.088	97.118	97.103
Signál z tab. 30	11411	331	259	0.130	95.084	97.781	97.181	97.480
Signál z tab. 31	11392	329	280	0.116	94.425	97.601	97.193	97.397
Signál z tab. 32	11271	368	362	0.096	93.917	996.888	96.838	96.863



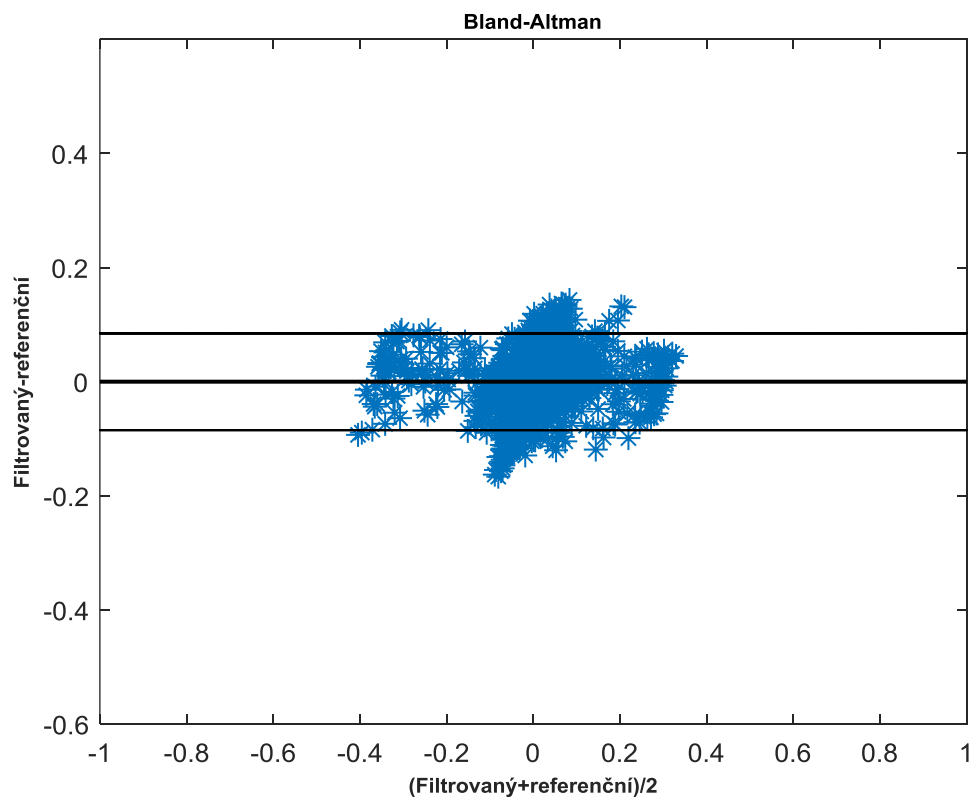
Obrázek 54: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 9*



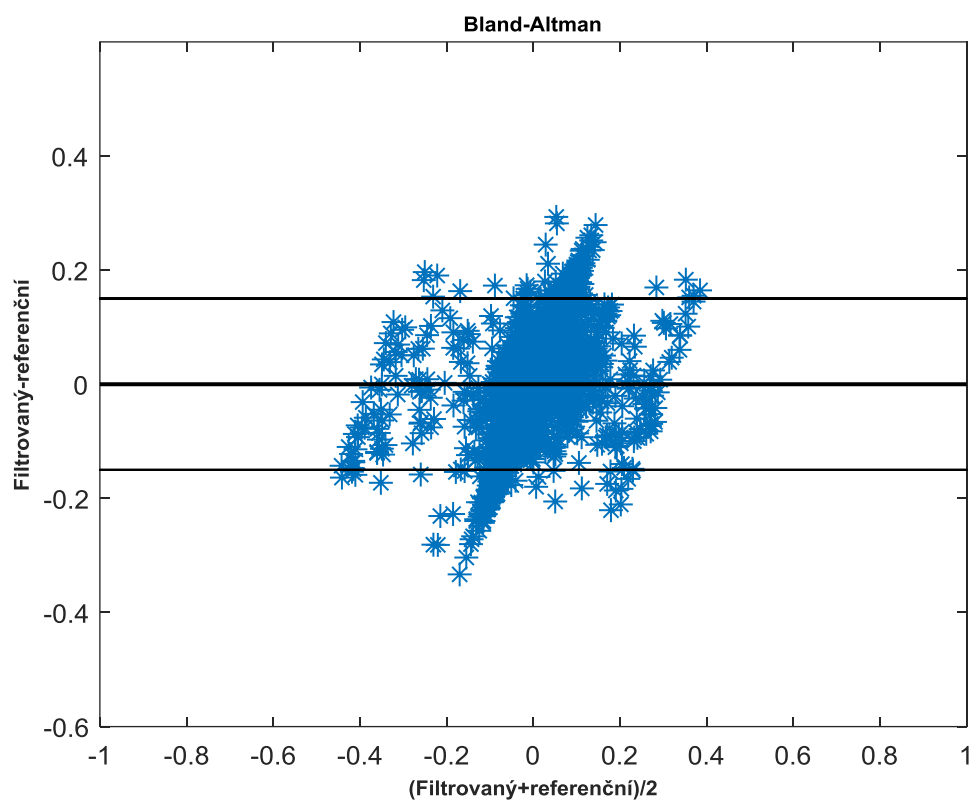
Obrázek 55: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 10*



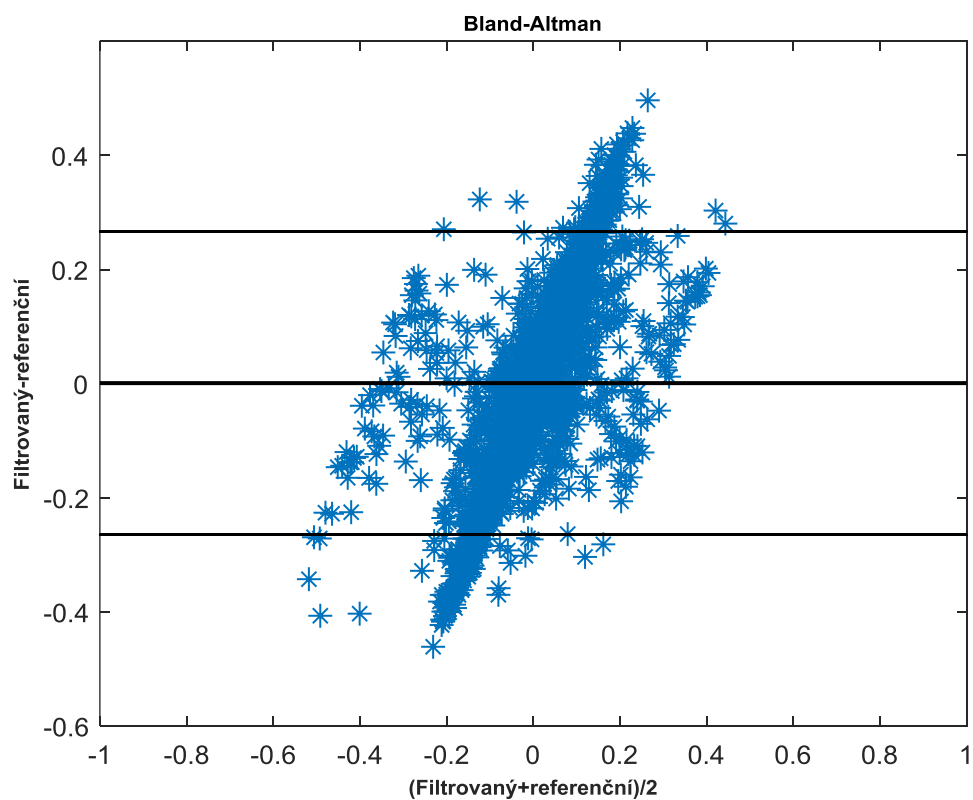
Obrázek 56: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 11*



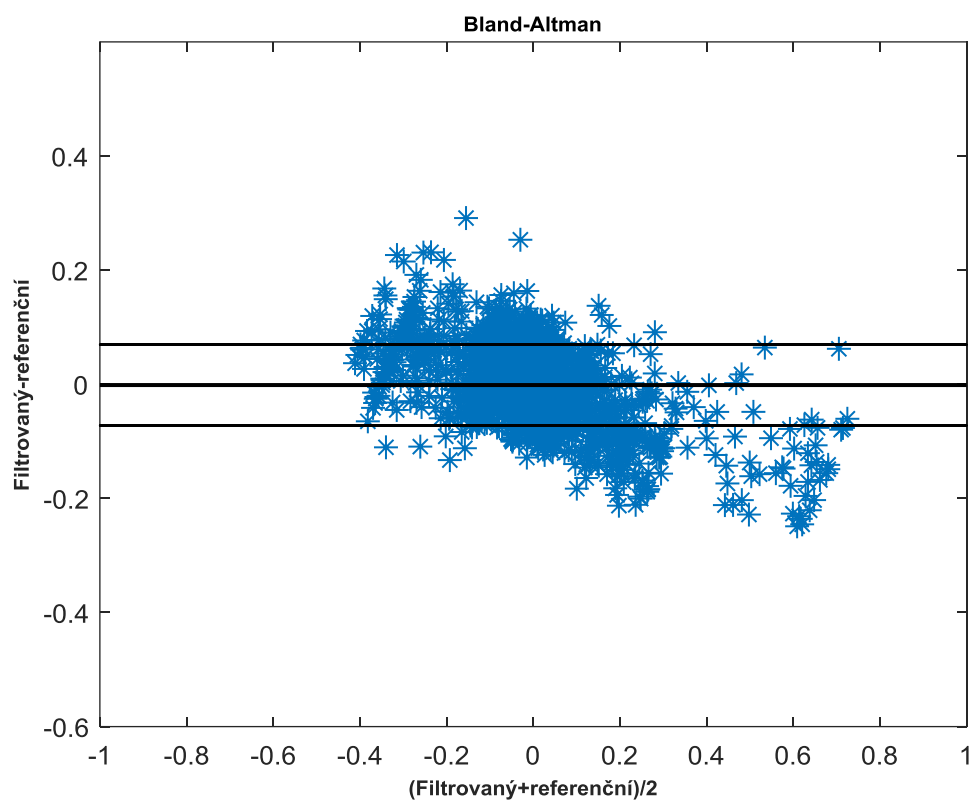
Obrázek 57: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 12*



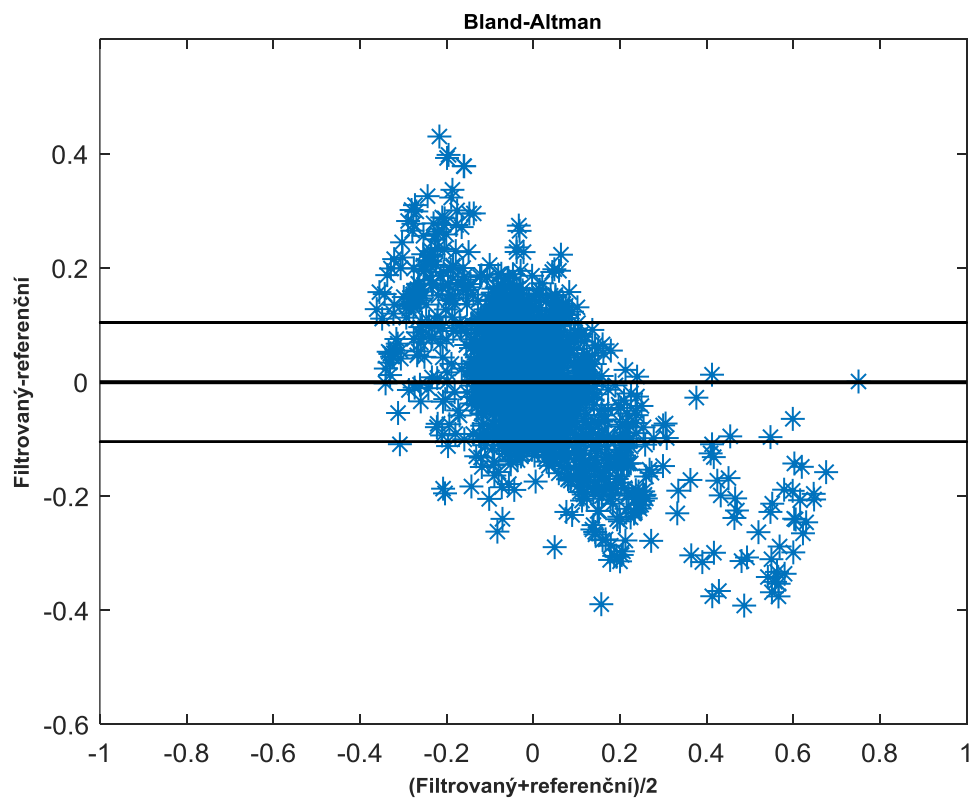
Obrázek 58: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 13*



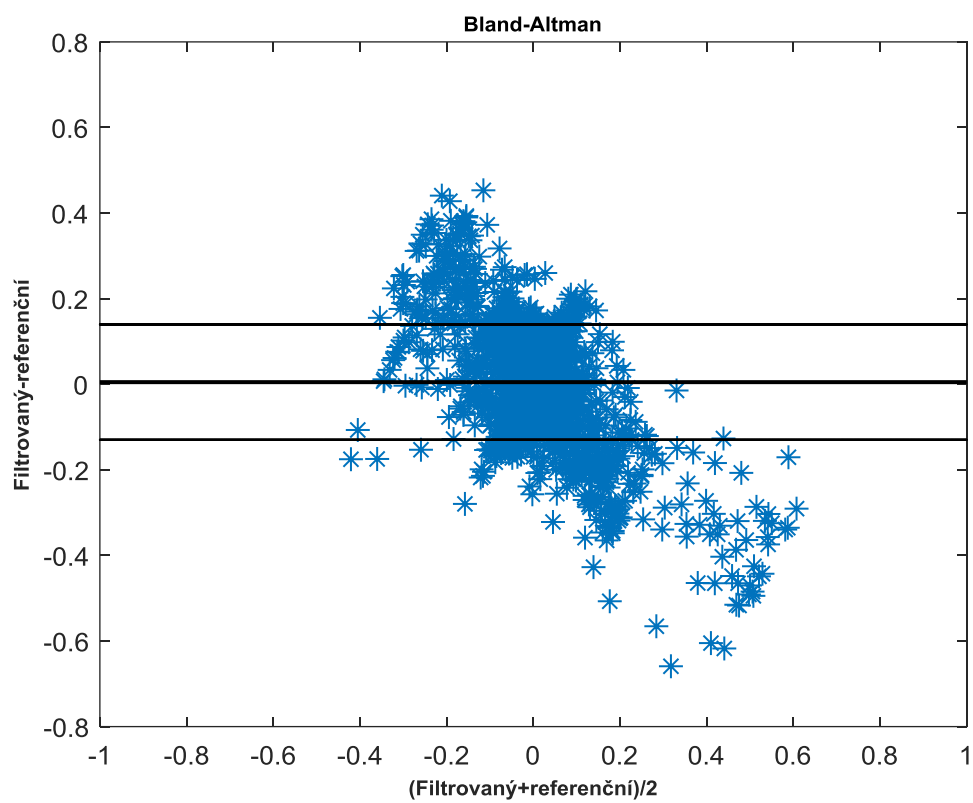
Obrázek 59: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 14*



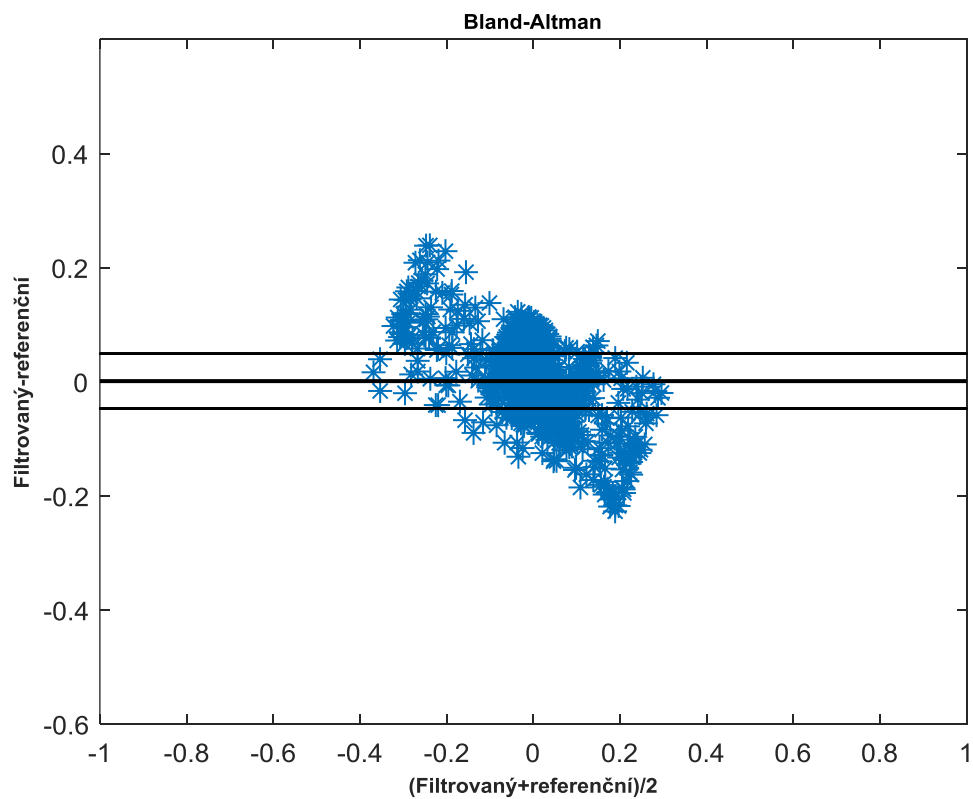
Obrázek 60: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 15*



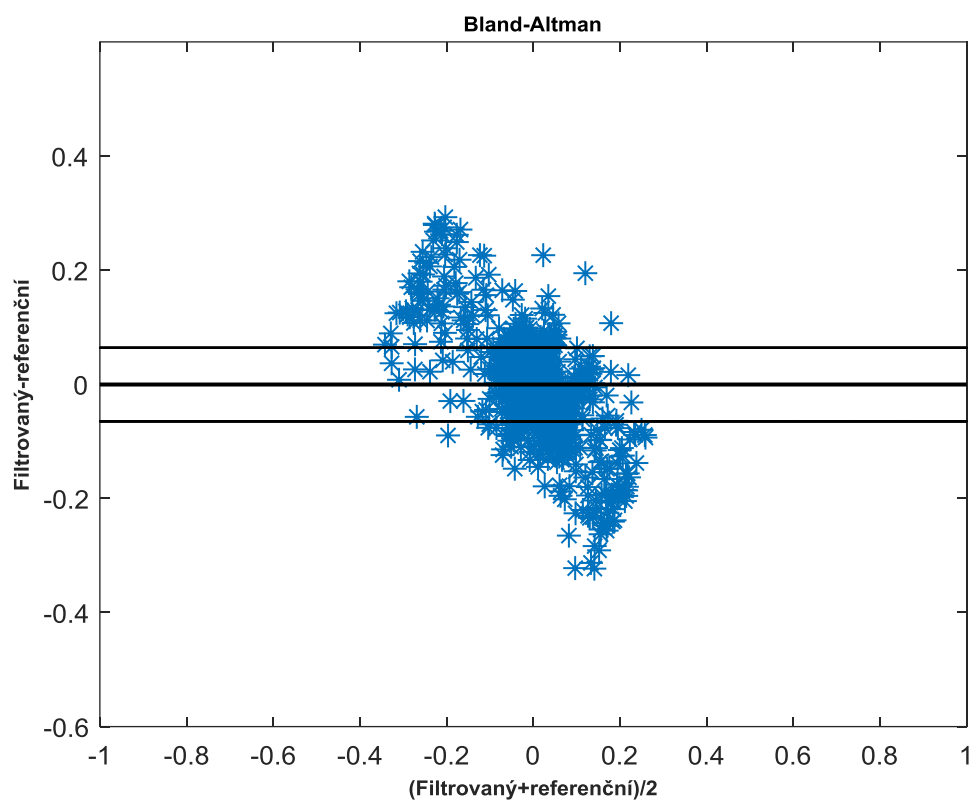
Obrázek 61: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 16*



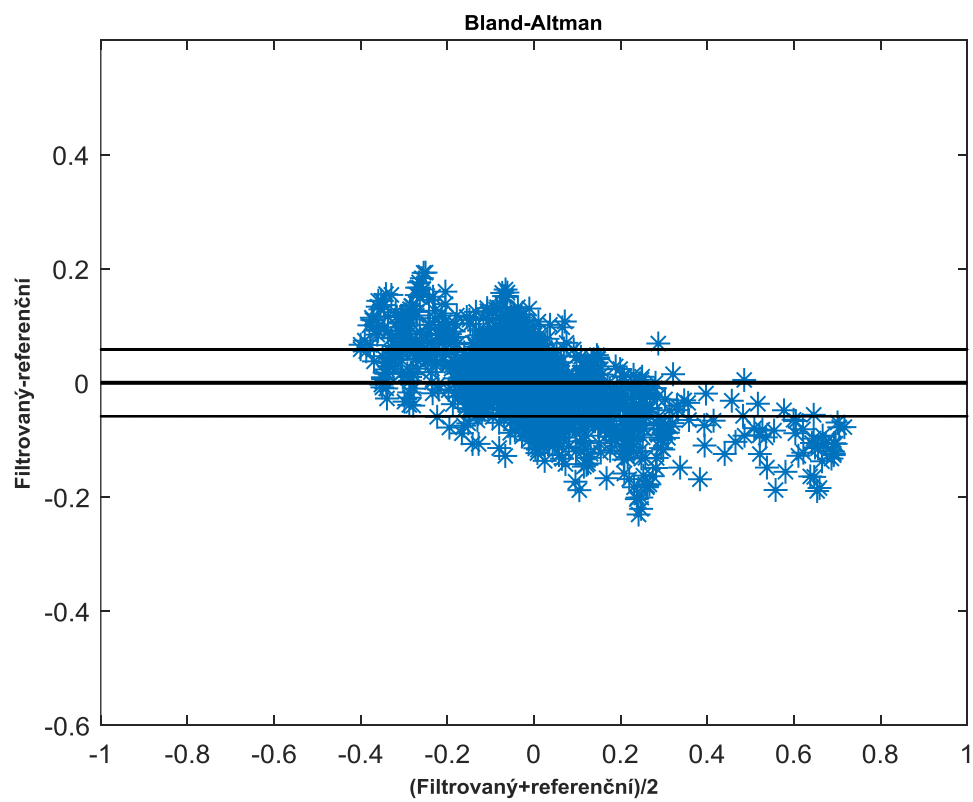
Obrázek 62: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 17*



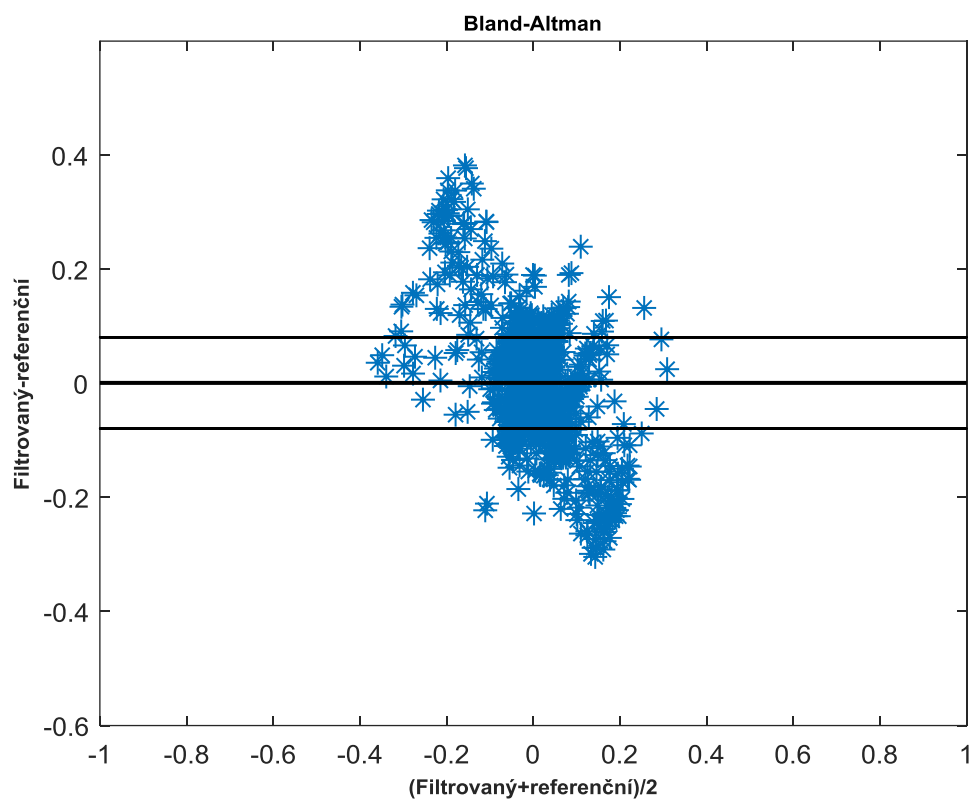
Obrázek 63: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 18*



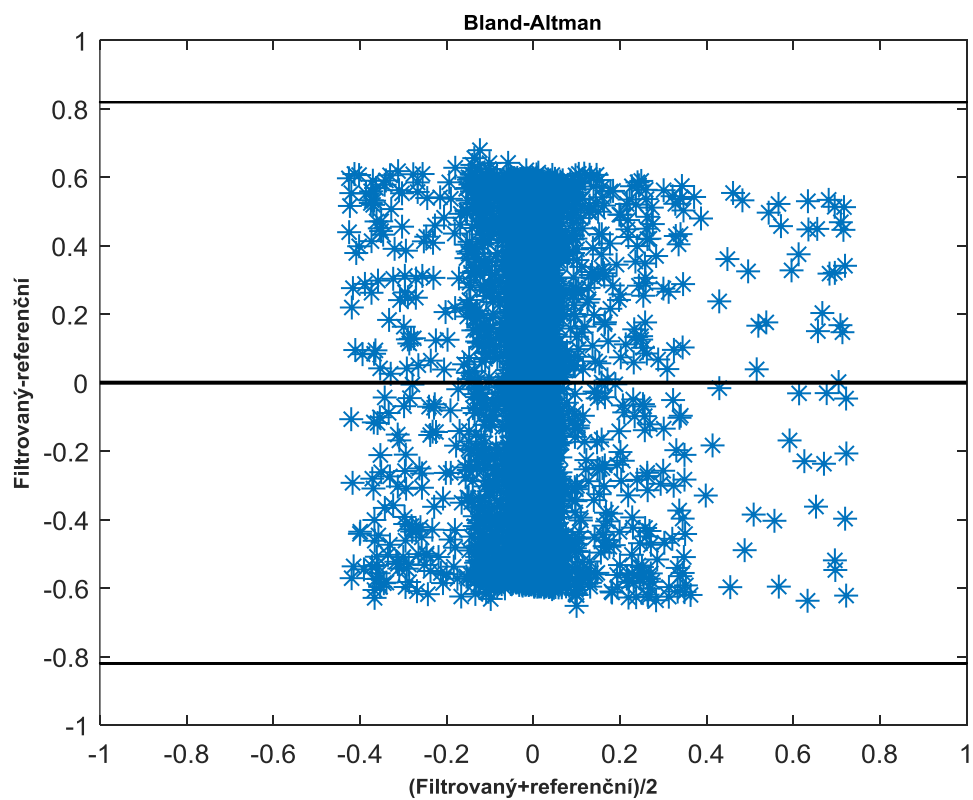
Obrázek 64: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 19*



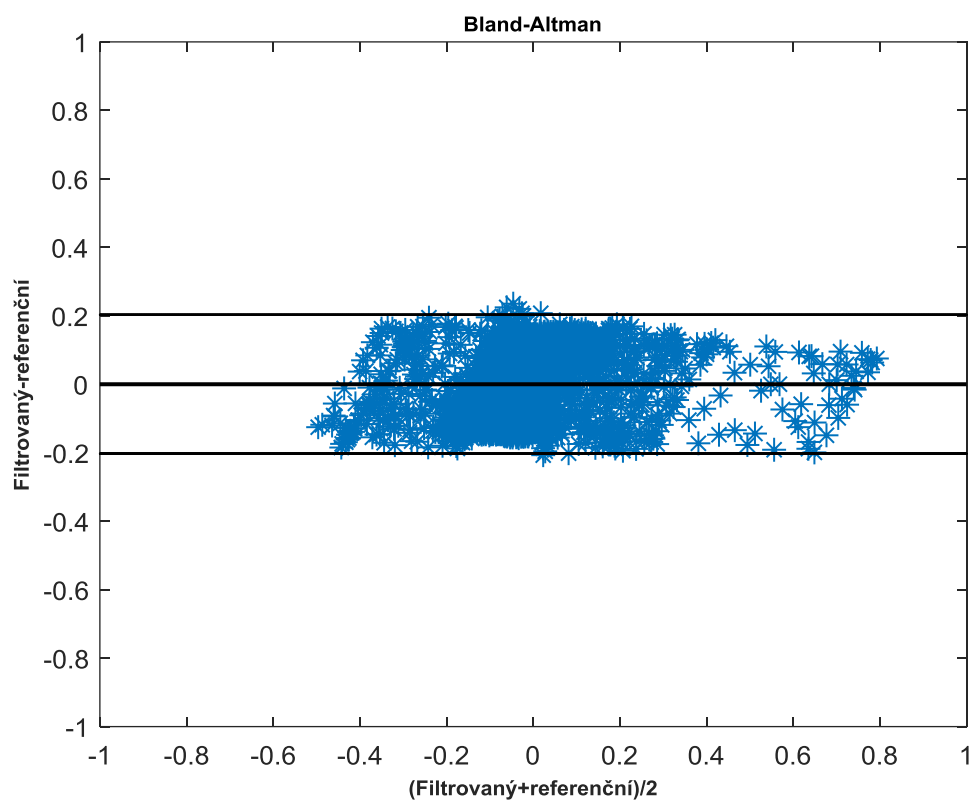
Obrázek 65: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 20*



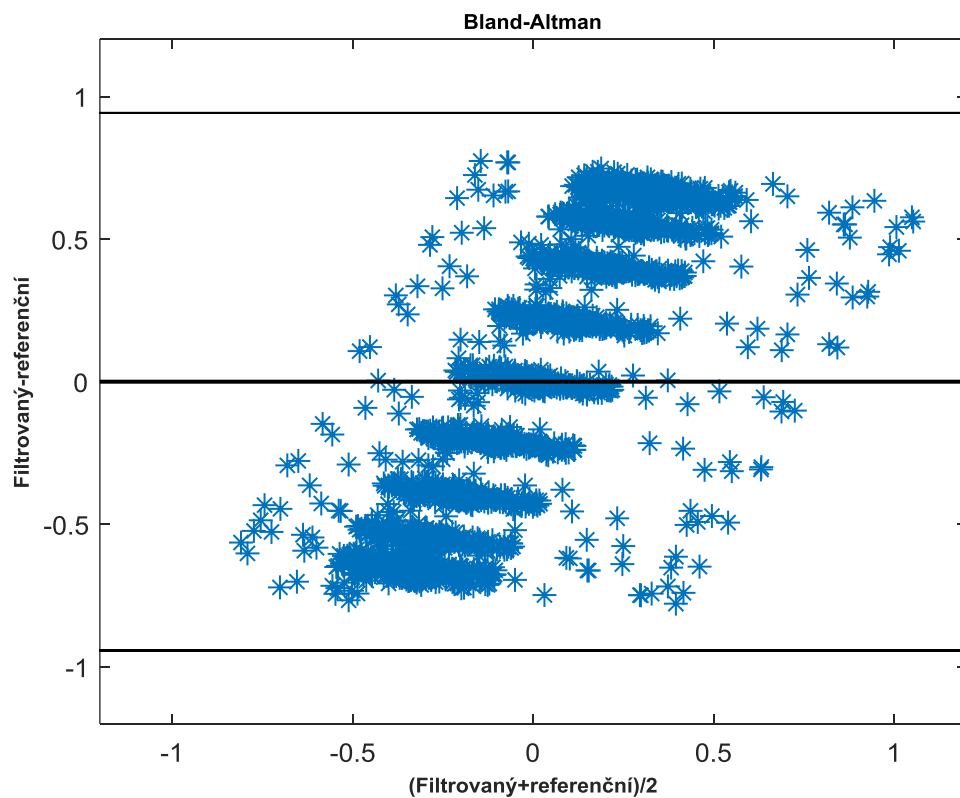
Obrázek 66: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 21*



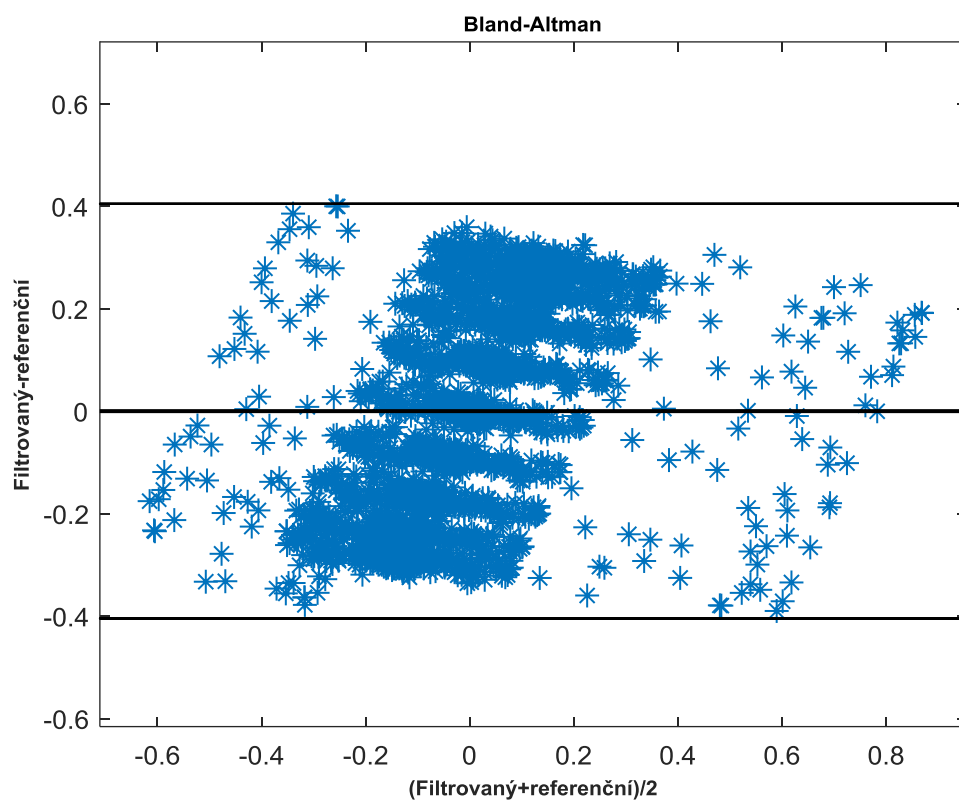
Obrázek 67: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 22*



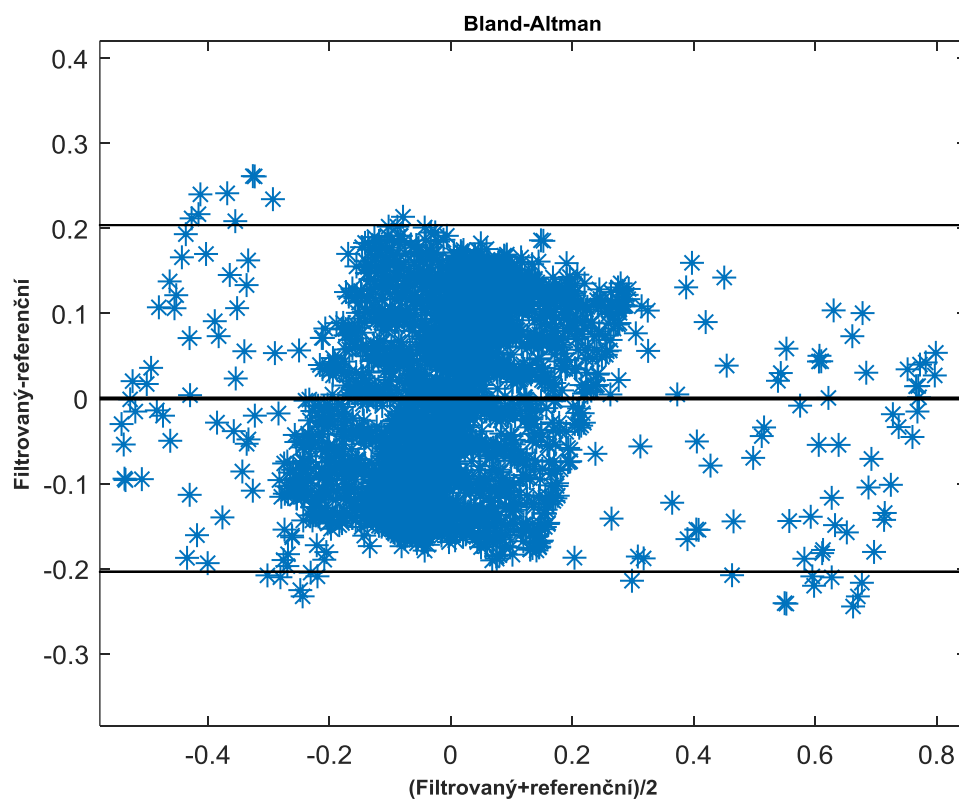
Obrázek 68: Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 23



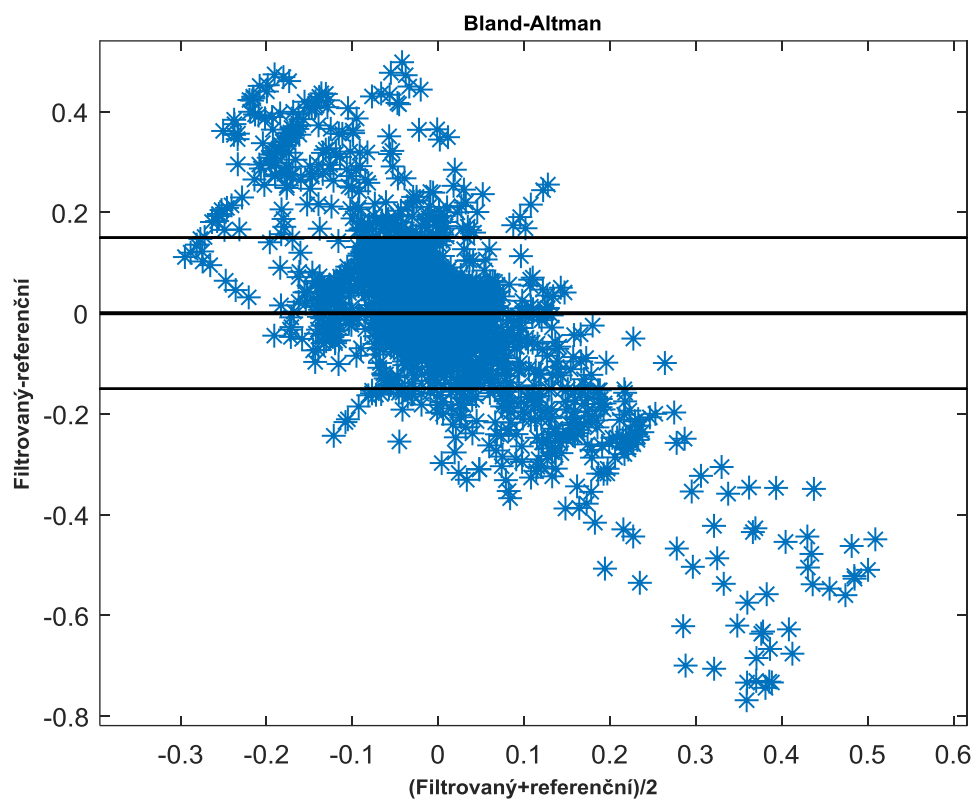
Obrázek 69: Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 24



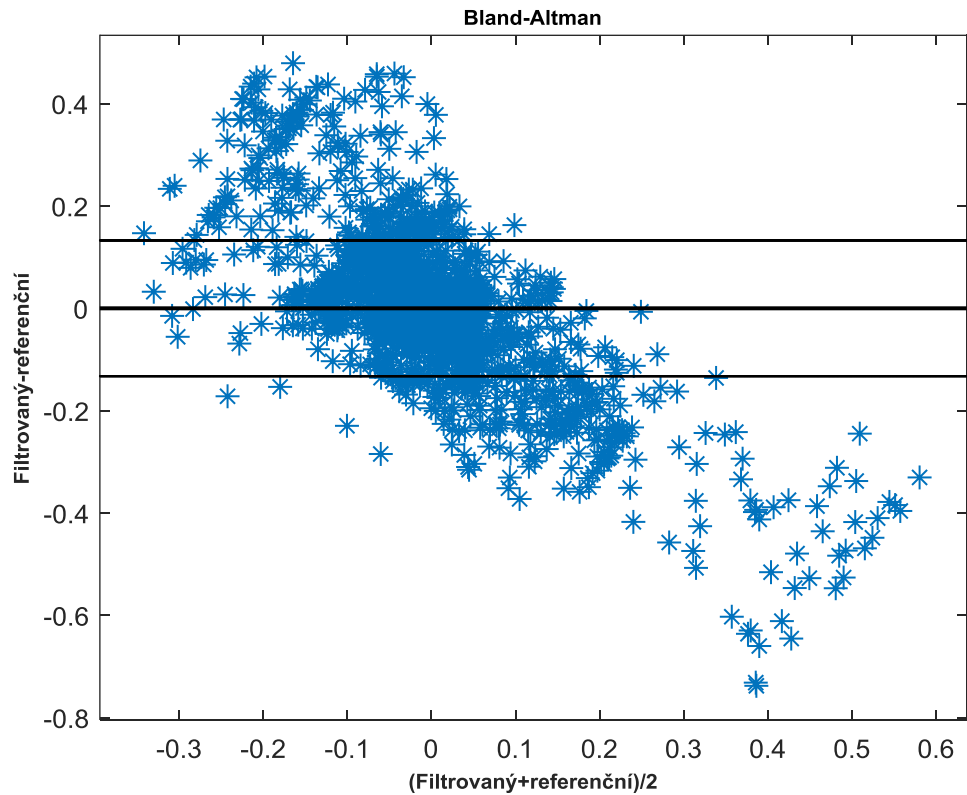
Obrázek 70: Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 25



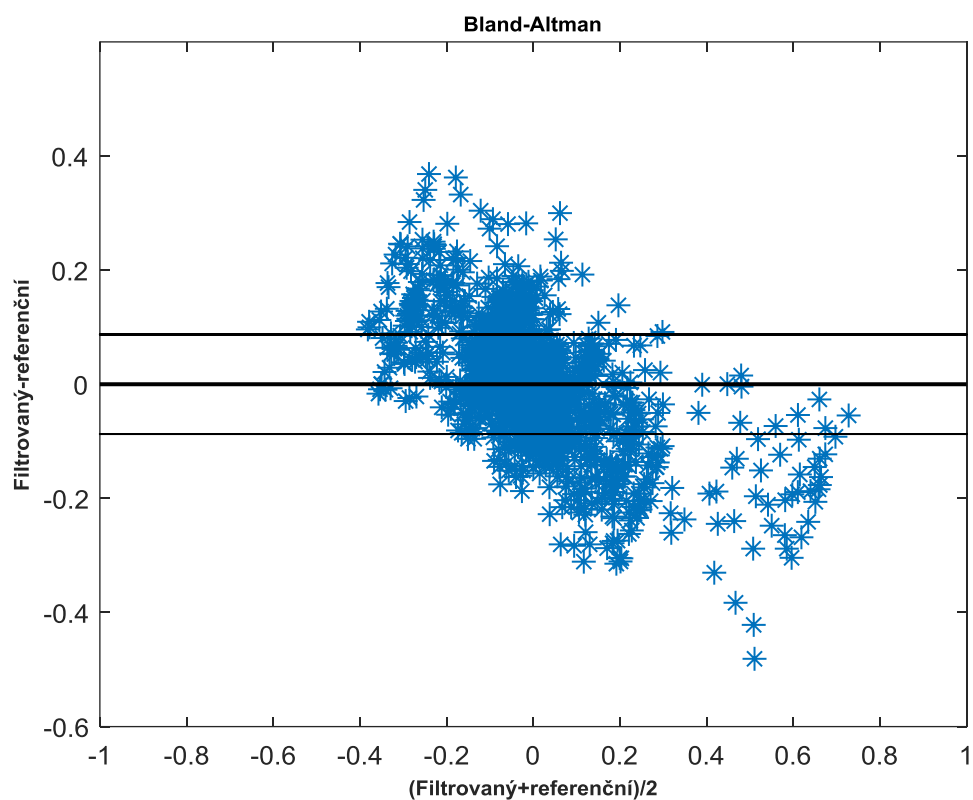
Obrázek 71: Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 26



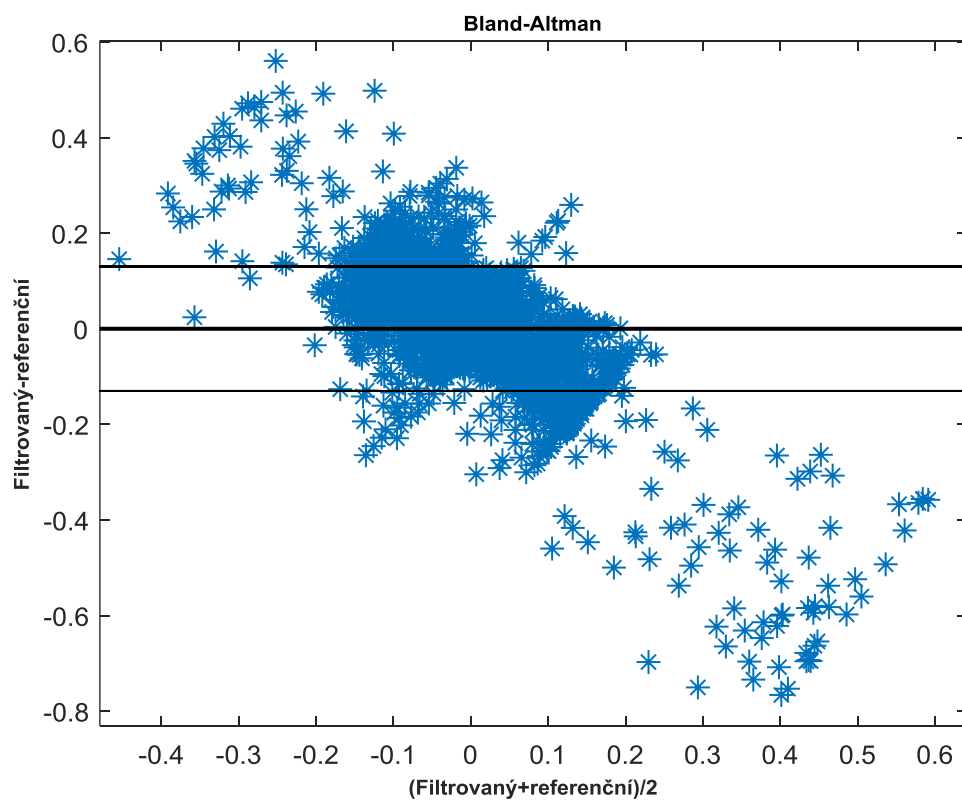
Obrázek 72: Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 27



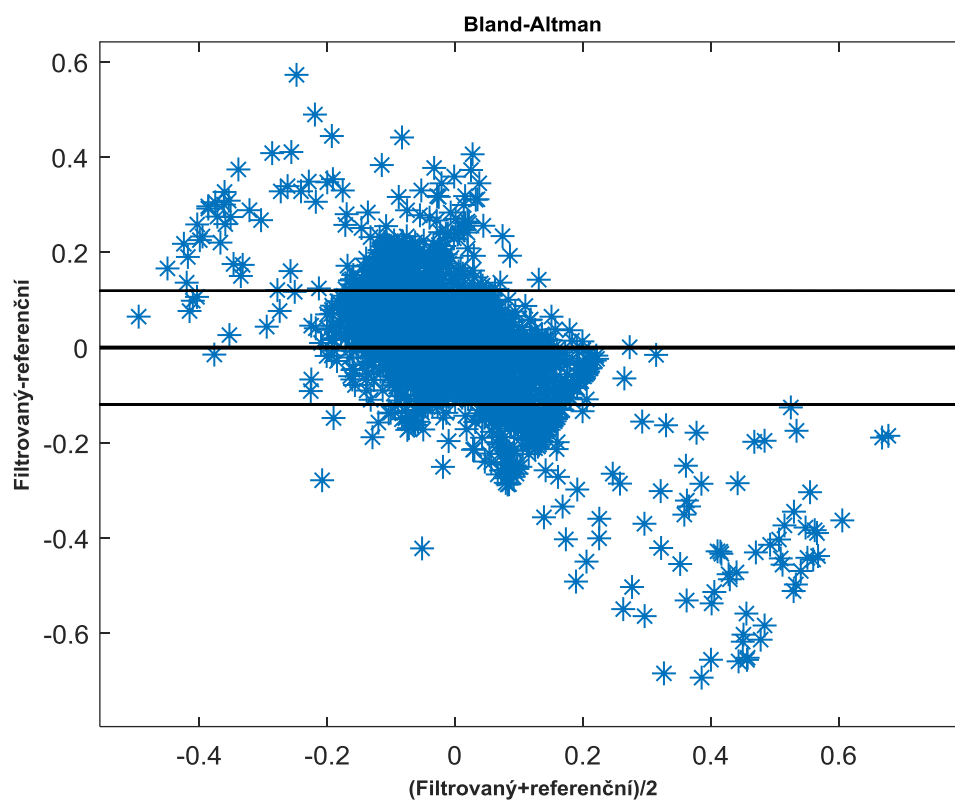
Obrázek 73: Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 28



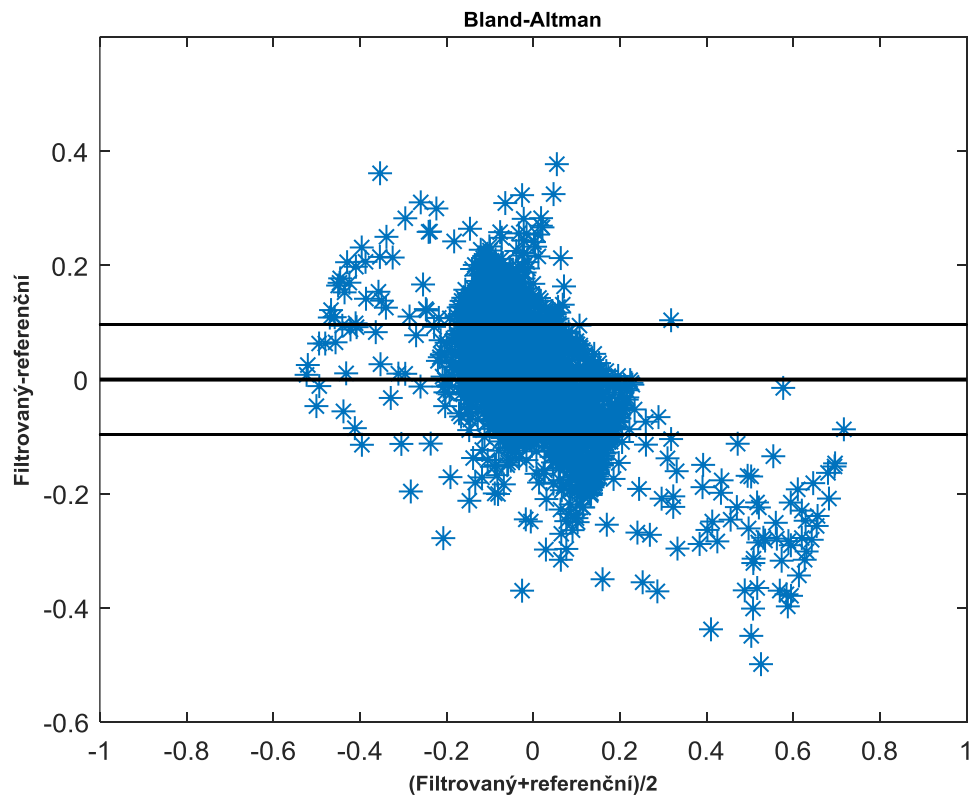
Obrázek 74: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 29*



Obrázek 75: *Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 30*



Obrázek 76: Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 31



Obrázek 77: Bland-Altmanova statistika pro signál z tabulky 32